

14 JP10-328129

F31

Slide-in emission filter

Publication Number	Date filed	Status	Title	Inventors	Translation
JP10-328129	June 2, 1997	Applic.	Fluorescent Observing Device	Ueno* Hirao* Takehana* Yoshihara† Kaneko* Michiguchi	Machine, Tomomi

14.1 DESCRIPTION

JP10-328129 describes a two-channel fluorescence camera with mode switch and CCD for white light. The novel feature is the ability to change the fluorescence emission and excitation filters (singly or in combination) to an optimum wavelength for the organ under observation. The example given for prior art is Olympus' JP08-224209.

There are two embodiments, with two versions of the second embodiment. In addition, a means for improving the excitation filter lifetime is described.

The first embodiment describes a fluorescence imaging system similar to the LIFE II system with the ability to quickly change both the emission filter and the excitation filter [0012] (Figures 1-3). The purpose of this is to allow the optimum excitation and emission wavelengths to be utilized for each organ. A laser, mercury lamp, and metal halide lamp are mentioned as possible blue light sources.

The second embodiment is similar, except a separate filter to eliminate porphyrin fluorescence is added [0031] (Figure 4). The purpose of this is to give the user a tool to distinguish between porphyrin fluorescence and abnormal tissue.

The modification to the second embodiment is to provide a partially silvered mirror, which allows a separate fluorescence image to be captured through the special porphyrin filter via an additional ICCD [0036] (Figure 5). The "regular fluorescence image" and the porphyrin filtered image can be compared on the monitor.

In addition to the embodiments, a means of improving the excitation filter lifetime in the light source is described [0042] (Figure 6). This involves breaking the light from the lamp into two beam using a dichroic mirror. The blue filter is put into one of the beams where it has a higher lifetime because it is exposed to light over a narrower wavelength region. For white light the two beams are recombined via a second dichroic mirror.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

UNEXAMINED JAPANESE PATENT NO. H10-328129

[Name of Invention]

Fluorescence Observation Apparatus

[Abstract]

[Problem to be Solved]

To provide a small, light-weight, and inexpensive fluorescence observation apparatus capable of performing fluorescence observation on several organs.

[Solution]

A fluorescence observation apparatus 50 is provided with:
a light source apparatus 10 for generating excitation light for fluorescence observation and illumination light for white light observation;
an endoscope 20 for introducing excitation light or illumination light from the light source apparatus 10 via a light guide 22 to an area to be observed and transmitting the image generated by these light through an image guide 26;
a camera 30 for capturing the image detected through the endoscope 20 by either a fluorescence image observation system or a white-light image observation system and converting the image into a electrical signal;
a fluorescence image processing unit 41 for processing the image signal converted from the camera 30 and generating a fluorescence image;
a white light image processing unit 42 for processing the white light image signal converted from the camera 30 and generating a white light image; and
a display unit 43 for displaying at least one of the images generated by the fluorescence image processing unit 41 and the white-light image processing unit 42.

[Claims]

[Claim 1]

A fluorescence observation apparatus with a light source for generating light in a specific wavelength band to excite tissue in a body cavity and an imaging means for detecting specific fluorescence light emitted from the tissue in the body cavity is provided with a fluorescence detection filter for passing through fluorescence in a specific wavelength band from the fluorescence. The fluorescence observation apparatus is characterized by the fluorescence detection filter being freely detachable.

[Detailed Description of the Invention]

[Technical Field of the Invention]

[0001]

This invention is related to a fluorescence observation apparatus which irradiates excitation light and white light as observation light to an object area to be observed in a organism's tissue.

[0002]

[Prior Art]

In recent years, techniques such as auto-fluorescence, which is generated directly from living tissue by irradiating the excitation light to an observation area of living tissue, and drug-induced fluorescence, which is generated by injecting a fluorescent medicine into the organism beforehand, produce two-dimensional images which are used to diagnose the degeneration of tissues of the organism or a state of the disease (for example, the type of the disease or the extent of infiltration), such as a cancer. Therefore, this fluorescence observation apparatus is developed to perform this fluorescence observation.

[0003]

In auto-fluorescence, if excitation light irradiates living tissue, the wavelength of the fluorescence generated will be longer than that of the excitation light.

Fluorescence substances in the organism are, for example, collagen, NADH (nicotinamide adenine dinucleotide), FMN (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interrelation between these substances in the organism emitting fluorescence light and diseases is becoming clear, and the diagnosis of cancer, etc. is possible by this fluorescence.

[0004]

Alternatively, a fluorescence substance such as HpD (hematoporphyrin), Photofrin, ALA((delta)-amino levulinic acid), etc., may be injected into an organism. These substances have a tendency to accumulate in cancerous tissue, and a diseased area can be diagnosed by observing the fluorescence after injecting any of these substances into an organism. Moreover, a fluorescent substance can be added to a monoclonal antibody and accumulate in the diseased area by the antigen antibody reaction.

[0005]

Examples of excitation light to be used are a laser light, a mercury lamp, a metal halide lamp, etc. The fluorescence image of the area of an observation is obtained by irradiating living tissue with excitation light. The dim fluorescence, generated from the living tissue by irradiating it with excitation light, is detected to form a two-dimensional fluorescence image for observation and diagnosis.

[0006]

For a fluorescence observation apparatus that irradiates the organism's tissue with excitation light and observes fluorescence emitted from the organism's tissue, the optimum wavelength of excitation light to cause fluorescence and the optimum wavelength to detect fluorescence are thought to be different for the different types of organs.

[0007]

For example, in the Unexamined Patent Gazette H8-224209, a fluorescence observation apparatus with several filters having different wavelength characteristics and an exchanging means for exchanging these filters is disclosed.

[0008]

[Problem to be Solved by this Invention]

However, the fluorescence observation apparatus disclosed in the Unexamined Patent Gazette H8-224209 has problems of being a large size and having complicated structure. Thus, a small and light-weight fluorescence observation apparatus capable of observing several organs in the optimum condition is desired.

[0009]

This invention is formed in consideration of the above-mentioned situation. The purpose of invention is to provide a single fluorescence observation apparatus that is small, lightweight, and inexpensive and which may be used to observe several different organs by exchanging an adapter containing the filter with the optimum wavelength characteristic for the organ to be observed.

[0010]

[Means to Solve the Problem]

A fluorescence observation apparatus of this invention, which has a light source for emitting light in a specific wavelength band to excite tissue inside a body cavity and an imaging means for capturing specific fluorescence light emitted by the tissue inside the body cavity, is provided with a fluorescence detection filter that transmits a specific fluorescence wavelength band. The detection filter is freely detachable.

[0011]

By exchanging the fluorescence detection filter corresponding to a different organ, for the optimum filter for a subject organ to be observed, different organs can be observed under optimum conditions with one fluorescence observation apparatus having this structure.

[0012]

[Embodiment of this invention]

Hereafter, the embodiment of this invention is explained with reference to drawings. Fig. 1 to Fig. 3 are related to the embodiment of a fluorescence observation apparatus. Fig. 1 illustrates the schematic structure of the entire fluorescence observation apparatus. Fig. 2 illustrates a schematic diagram of the adapter for detection provided with the filter for deciding fluorescence detection wavelength range.

[0013]

The fluorescence observation apparatus 50 of this embodiment is structured to be able to obtain a white-light image and a fluorescence image.

As shown in Fig. 1, the fluorescence observation apparatus 50 comprises:
a light source apparatus 10 which can generate excitation light for fluorescence observation and white illumination light for white light observation as observation light;

an endoscope 20 for introducing excitation light or illumination light from the light source apparatus 10 via a light guide 22 to an area to be observed in vivo and transmitting the image generated by this light through an image guide 26;

a camera 30 for capturing the image detected through the endoscope 20 by either a fluorescence image observation system or a white-light image observation system and converting the image into an electrical signal;

a fluorescence image processing unit 41 for processing the image signal converted from the camera 30 and generating a fluorescence image;

a white light image processing unit 42 for processing the white light image signal converted from the camera 30 and generating a white light image; and

a display unit 43 such as CRT monitor for displaying at least one of the images generated by the fluorescence image processing unit 41 and the white-light image processing unit 42.

[0014]

As shown in Fig. 1, the light source apparatus 10 is provided with:

a lamp 11 as a light source;

a turret 12 having two filters, which will be described later, for switching the illumination light generated by the lamp 11 between fluorescence observation light or white-light observation light;

a filter switch control unit 14 as a filter switching means for switching the observation light guided to the light guide 22 inside a universal cord 21 extended from the endoscope 20 to a filter for white light observation or fluorescence observation;

a motor 15 for receiving the signal from the filter switch control unit 14 and aligning the designated filter on the optical axis of the lamp 11 by controlling the rotation drive of the turret 12; and

an openable hatch for insertion and removal 17 which corresponds to the aligned position of the turret 12.

This hatch for insertion and removal 17 is for exchanging the excitation-light filter aligned in the turret 12 so that it corresponds to the observation-light generating filter having an optimum wavelength characteristic for each organ.

[0015]

The turret 12 as shown in Fig. 2 is provided with a transparent filter 12b which transmits white light from the lamp 11 unchanged and also has filter alignment groove 12c for freely removing and attaching the filter 18 for generating observation light as excitation filters and each of which has an optimum wavelength characteristic for each organ.

[0016]

Thus, by selecting the filter 18 which has an optimum wavelength characteristic for the organ to be examined and attaching it to the filter alignment groove 12c through the hatch for insertion and removal 17 on the light source apparatus 10, an excitation light having the optimum wavelength characteristic for the organ to be examined is directed to the base-end surface 22a of a light guide 22 and transmitted into a body cavity.

[0017]

The camera 30 as shown in Fig. 1 is detachably connected to the ocular portion 24 of the endoscope 20.

The camera 30 comprises:

- a movable reflecting mirror 31 for selectively guiding a fluorescence image or a white-light image transmitted through the image guide 26 of the endoscope 20 to an imaging part of the fluorescence observation system or the white light observation system;

- a dichroic mirror 32 for dividing the fluorescence image into two optical paths; the fluorescence image being transmitted without being reflected by the movable reflecting mirror 31;

- a fixed reflecting mirror 33 for altering the optical path of the fluorescence image reflected by the dichroic mirror 32;

- an adapter for detection 34 provided with the fluorescence detection filters described later for respectively transmitting the fluorescence image which is divided into two by the dichroic mirror 32;

- a first image intensifier 35a and a second image intensifier 35b for respectively amplifying the fluorescence image passed through the filters of the detection adapter 34;

- a first CCD 36a for photographing fluorescence image and a second CCD 36b for photographing fluorescence image which respectively detect the output images from the image intensifiers 35a and 35b; and

- a CCD 37 for photographing white-light image for detecting the white-light image reflected by the movable reflecting mirror 31.

[0018]

The fluorescence image signal from CCD 36a and CCD 36b for photographing fluorescence image and the white-light image signal from CCD 37 for photographing white-light image are photoelectrically converted and respectively transmitted to the fluorescence image processor 41 and the white-light image processor 42. Then a fluorescence image or a white light image is generated.

[0019]

The detection adapter 34 as shown in Fig. 3 is provided with a fluorescence detection filter 34a which transmits the light having wavelength band λ_1 from the fluorescence image divided into two by the dichroic mirror 32 and a fluorescence detection filter 34b which transmits the light having wavelength band λ_2 , and it is freely detachable to the camera 30.

[0020]

Operations of the fluorescence observation apparatus comprised as above will be explained. First, a filter 18 and a detection adapter 34 for transmitting the optimum wavelength band for the organ to be observed are prepared with reference to the optimum excitation-light wavelength and the fluorescence corresponding wavelength detected on every organ currently on record.

[0021]

Next, the filter 18 is mounted in the turret 12 through the hatch for insertion and removal 17 and the detection adapter 34 is also mounted in the camera 30. For observing a white-light image, the movable reflecting mirror 31 in the camera 30 is moved to the position shown as a solid line so that the image transmitted through the image guide 26 of the endoscope 20 is guided to CCD 37 for detecting white light. Then, a sensor (not illustrated) detects that the movable reflecting mirror 31 is moved into the mode for acquiring white light images and

aligns the transparent filter 12b located on the turret 12 with the optical axis of the lamp 11.

[0022]

The illumination light passed through the transparent filter 12b is incident to the base-end surface 22a of the light guide 22 and transmitted through the light guide 22 so as to be irradiated in vivo. The reflected light image of illumination light irradiated in vivo is transmitted through the image guide 26 as a white light image. The white light image projected into the camera 30, is reflected by the movable reflecting mirror 31 and projected into the CCD for acquiring white-light images 37 and photoelectrically converted. The electrical signal which is photoelectrically converted by CCD for acquiring white-light images 37 is sent to the white light image processor 42. Then, a white-light observation image is generated and output to the display unit 43 to be displayed.

[0023]

Next, in order to perform fluorescence observation of the desired observation area by the endoscope 20, the movable reflecting mirror 31 of the camera 30 is switched to the fluorescence observation position shown as the dotted line. The turret 12 containing the transparent filter 12b aligned with the optical axis of the lamp 11 rotates so that the filter 18 is aligned on the optical path of the lamp 11 instead.

[0024]

According to this operation, excitation light passed through the filter 18 is projected onto the base-end surface 22a of the light guide 22 and transmitted through the light guide 22 and irradiated in vivo. A fluorescence image generated by the excitation light irradiated in vivo is transmitted to the image guide 26 and projected into the camera 30. The fluorescence image projected into the camera 30 is divided into two optical paths by the dichroic mirror 32 and

then projected onto the fluorescence detection filters 34a and 34b of the detection adapter 34.

[0025]

When each fluorescence image is transmitted respectively by the filter 34a and the filter 34b of the detection adapter 34, each fluorescence image has a component of wavelength band λ_1 or λ_2 . After being amplified by the first image intensifier 35a and the second image intensifier 35b, each image is respectively acquired by the first CCD 36a and the second CCD 36b for acquiring fluorescence images and converted into electrical signals.

[0026]

The electrical signals of the fluorescence images of wavelength bands λ_1 and λ_2 , which are photoelectrically converted by CCD 36a and CCD 36b for acquiring fluorescence images, are input to the fluorescence image processor 41. Then, a fluorescence observation image is generated and output to the display unit 43 to be displayed.

[0027]

In the case of subsequently observing different organs, the examination is performed after the filter 18 and the detection adapter 34 are replaced with those which transmit the optimum wavelength bands for the organ being observed.

[0028]

In this manner, for the fluorescence observation apparatus of this embodiment, the detection adapter with fluorescence detection filters and the filter for generating observation light, which correspond to each organ, are prepared beforehand. Thus, different organs can be observed by one fluorescence observation apparatus under the optimum conditions since each detection adapter and each filter are replaced with the optimum ones for each object organ being observed.

Therefore, a fluorescence observation apparatus capable of performing white light observation and fluorescence observation under the optimum conditions for several organs is provided in small, lightweight, and inexpensive manner.

[0029]

In this embodiment, both the detection adapter which determines fluorescence detecting wavelength and the filter which determines excitation-light wavelength are exchangeable; however, a configuration in which only one or the other is exchangeable may be employed. In addition, simply forming an aperture on the turret 12 may be employed instead of providing the transparent filter 12b.

[0030]

When performing fluorescence observation in the alimentary tract of the stomach and large intestine, bacteria contained in residues emit fluorescence similar to the fluorescence from an diseased area. Because of this, there are problems to determine whether the fluorescence is emitted from bacteria or diseased areas when observing the fluorescence image and the diagnostic ability is reduced. It is possible to distinguish whether it is a residue or not by switching the fluorescence observation image to the white-light observation image once. However, there is the problem that it takes time for the operator to get used to the fluorescence observation image, when switching back to the fluorescence observation image after observing the bright white-light observation image, since subtle color variations are observed during fluorescence observation.

[0031]

Accordingly, the fluorescence observation camera in this embodiment comprises as shown in Fig. 4. In the fluorescence observation camera 30 of this embodiment, a residual fluorescence processor 60 is located between the ocular portion 24 of the endoscope 20 and the movable reflecting mirror 31. The residual fluorescence processor comprises:

an unique fluorescence blocking filter 61 which blocks unique fluorescence from the bacteria;

a motor 62 which inserts/removes the unique fluorescence blocking filter 61 into/out of the optical path; and

a filter control unit 63 which controls operation of the motor 62.

Other components are the same as those of the above-mentioned fluorescence observation apparatus 50 and the same symbols will be utilized for the same parts and the explanation of those will be omitted.

[0032]

The operation of the camera 20 comprised as above will be explained. During the initial stage of fluorescence observation, the fluorescence image transmitted through the image guide 26 of the endoscope 20 is amplified by the image intensifiers 35a and 35b without passing through the unique fluorescence blocking filter 61 and captured by CCDs 36a and 36b for capturing fluorescence image.

[0033]

When there is difficulty discriminating between the fluorescence emitted from a diseased area, such as cancer, and the unique fluorescence emitted from bacteria during fluorescence observation, the operator controls the switch (not illustrated) installed on the camera 30 to drive the motor 62 for a predetermined amount via the control unit 63 such that the unique fluorescence blocking filter 61 is positioned in the optical path between the lens 24a of the ocular part and the movable reflecting mirror 31. When the unique fluorescence blocking filter 61 is inserted during transmission of the fluorescence image and the fluorescence under observation becomes extremely dim; it is identified as the fluorescence image from bacteria. If the fluorescence image hardly becomes dimmer, it is identified as the fluorescence image from the diseased area.

[0034]

In this manner, a camera of this embodiment is provided with the unique fluorescence processor with the unique fluorescence blocking filter removably located in the optical path between the ocular portion of the endoscope and the movable mirror in the camera. Thus, if there is a problem in discriminating whether the fluorescence image being observed is caused from bacteria or a diseased area, the judgment can be made easily by positioning the unique fluorescence blocking filter in the optical path between the ocular portion of endoscope and the movable mirror without changing illumination light for observation. Therefore, a more accurate diagnosis can be made. In addition, it can eliminate the time that would otherwise lost in the operator adjusting his/her eyes to the dim (color) fluorescence observation image from the bright white-light observation image.

[0035]

In general, the unique fluorescence from bacteria strongly emits red-shade fluorescence (specifically peak at 630 nm). A normal area emits fluorescence stronger in intensity in the vicinity of the green region (specifically in the range from 490nm to 560nm), while a diseased area emits a weaker fluorescence light. Thus, it is possible to distinguish the fluorescence image from a normal area or a diseased area by processing the fluorescence in the vicinity of the green region and that of the red region having longer wavelength (specifically in the range from 620nm-800nm).

Therefore, the unique fluorescence blocking filter can be arranged at any position as long as it is positioned in the optical path between the image intensifier which detect fluorescence in vicinity of the red region and the ocular portion of the endoscope.

[0036]

Next, a modification of the above-mentioned embodiment will be explained with reference to Fig. 5.

As shown in the drawing, the fluorescence observation apparatus of this embodiment is provided with the fluorescence observation camera 30 which the unique fluorescence imaging unit 80 is arranged between the ocular part 24 of the endoscope 20 and the movable reflecting mirror 31.

The unique fluorescence imaging unit 80 comprises:

a half mirror (Translator's note: beam splitter) 81 for dividing the fluorescence image via the image guide 26 into two images;

an unique fluorescence transparent filter 82 for transmitting unique fluorescence emitted from bacteria which is reflected by the half mirror 81;

the third image intensifier 83 for amplifying the fluorescence image passed through the unique fluorescence transparent filter 82; and

a CCD 84 for unique fluorescence for acquiring the output image from the third image intensifier 83.

The fluorescence observation apparatus is provided with an unique fluorescence image processor 85 for processing the image signal from the unique fluorescence CCD 84 and generating unique fluorescence image; and an image synthesizing unit 86 for composing the fluorescence image from the fluorescence image processor 41 and the unique fluorescence image from the unique fluorescence image processor 85.

Other components are the same as those of the above-mentioned fluorescence observation apparatus 50 and the same symbols will be utilized for the same parts and the explanation of those will be omitted.

[0037]

The operation of the camera 30 structured as above will be explained. At the time of fluorescence observation, the fluorescence image transmitted through the image guide 26 of the endoscope 20 is divided into two optical paths by the beam splitter 81. The fluorescence image passed through the beam splitter 81 is amplified by the image intensifiers 35a and 35b and acquired by CCDs 36a and 36b for acquiring fluorescence image.

[0038]

On the other hand, the fluorescence image reflected by the beam splitter 82 is passed through the unique fluorescence transparent filter 82 and then amplified by the third image intensifier 83 and acquired by the unique fluorescence CCD 84. The unique fluorescence image acquired by the unique fluorescence CCD 84 is processed by the unique fluorescence image processor 85 so that the unique fluorescence image is generated. This unique fluorescence image is superimposed or aligned with the fluorescence image from the above-mentioned fluorescence image processor 41 by the image synthesizing unit 86 so as to be displayed on the display unit 43.

[0039]

Since the unique fluorescence image shows only unique fluorescence emitted from bacteria, it is easy to compare the unique fluorescence image with a conventional fluorescence image.

[0040]

Thus, the camera of this embodiment, by providing the unique fluorescence imaging unit, which captures unique fluorescence emitted from bacteria, located removably on the optical path between the ocular portion of the endoscope and the movable reflecting mirror in the camera, and by displaying after synthesizing the unique fluorescence image from bacteria with a conventional fluorescence image by the image synthesizing part, more accurate diagnosis can be performed since both images can be compared and the area affected by bacteria is confirmed.

[0041]

In addition, instead of generating an unique fluorescence image, the same effect can be obtained by using a notification means such as a warning sound and an alarm lamp to notify the operator when the unique fluorescence CCD 84 acquires unique fluorescence with more than certain brightness.

[0042]

With reference to Fig 6, a schematic structure of the other fluorescence observation apparatus will be explained. In order to use one broadband lamp to obtain both excitation light, which is a fluorescence observation light with a narrow-banded blue wavelength and white observation light, a lamp with a high light output is needed to supply sufficient excitation-light intensity. However, when using a system which selectively separates white light and excitation light by inserting or removing an interference filter, a lamp emitting light with a high intensity could cause the filter to break or the life of the filter to be shortened.

[0043]

Thus, a light source apparatus of this embodiment is structured as follows. As shown in the drawing, the light source apparatus 10a of this embodiment comprises:

- a lamp 11 for generating observation light;
- a first dichroic mirror 71 for reflecting an excitation light component and transmitting other wavelength bands;
- fixed reflecting mirrors 72 and 73 for reflecting the light transmitted through the dichroic mirror 71;
- an openable shutter which is arranged on the optical path between the fixed reflecting mirror 72 and the fixed reflecting mirror 73;
- a wavelength compensation filter 75 for compensating the wavelength of the excitation light element reflected by the dichroic mirror 71;
- an extinction filter 76 which extinguishes the wavelength light transmitted through this wavelength compensation filter 75;
- a second dichroic mirror 77 for transmitting the wavelength light through this extinction filter 76 and reflecting light of other wavelengths.

The extinction filter 76 is arranged on the optical path between the wavelength compensation filter 75 and the second dichroic mirror 77 by interlocking with the open/close operation of the shutter 74. Other components are the same as

those of the light source apparatus 10 shown in the previously mentioned Fig. 1 and the same symbols will be utilized for the same parts and the explanation of those will be omitted.

[0044]

The operation of the light source apparatus 10a structured as above will be explained. During fluorescence observation, the light emitted from the lamp 11 is separated into light having the excitation-light component and white light from which the excitation-light component is removed by the first dichroic mirror 71. This white light from which the excitation-light component is passed through the dichroic mirror 71 and is reflected by the fixed reflecting mirror 72, and then blocked by the shutter 74 which is in the closed condition. In the case, when the shutter 74 is closed, the extinction filter 76 is removed from the optical path of the excitation light.

[0045]

On the other hand, the light with excitation-light component, which is reflected by the first dichroic mirror 71, is transmitted through the wavelength compensation filter 75 and the wavelength of excitation light is adjusted. Then, after passing through the second dichroic mirror 77, the excitation light incident to the light guide 22 of endoscope is transmitted to irradiate in vivo.

[0046]

During white-light observation, when the shutter 74 is opened, the extinction filter 76 is positioned in the optical path between the wavelength compensation filter 75 and the dichroic mirror 77. Because the shutter is opened, the white light, from which the excitation-light component is removed by passing through the dichroic mirror 71, is reflected by the fixed reflecting mirror 73 and the second dichroic mirror 77. Then, the light with excitation-light component, which is separated by the first dichroic mirror 71 and extinguished by the extinction filter 76, is recombined with the white light from which the excitation light component is

removed, and the combined light is projected onto the light guide 22 of the endoscope to irradiate in vivo.

[0047]

Thus, excitation light is generated in the fluorescence observation apparatus of this embodiment, by the dichroic mirror reflecting only the excitation light component from the light radiated by the lamp and transmitting the white light. By combining the light transmitted by the dichroic mirror with the excitation light to create white light, it can prevent heat damage to the filter and the life of filter can be extended. Since the wavelength components of excitation light are extinguished in the (recombined) white light, the light color temperature changes and it becomes easy to observe organism's tissue.

[0048]

In addition, this invention is not limited to the foregoing embodiments and modifications which do not deviate from the point of this invention can be employed.

[0049]

[Additional Remarks]

According to the foregoing embodiments of this invention described in detail, the following constructions can be obtained.

[0050]

(1) A fluorescence observation apparatus, which comprises a light source, which emits the light of specific wavelength to excite tissue in a body cavity; and an imaging means for acquiring specific fluorescence emitted from the aforementioned tissue in the body cavity, which is provided with a fluorescence detection filter that transmits the specific wavelength band from the aforementioned fluorescence, and which is freely removable.

[0051]

(2) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 1 with the aforementioned fluorescence detection filter, which consists of the interference filter for transmitting two different wavelength bands.

[0052]

(3) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 1 with the aforementioned light source, which is provided with the excitation filter for transmitting the specific wavelength band to excite tissue in a body cavity.

[0053]

(4) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 3 with the aforementioned excitation filter which is freely installed/removed from the optical axis of the aforementioned light source.

[0054]

(5) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 3 with the aforementioned fluorescence detection filter and the aforementioned excitation filter having a certain combination.

[0055]

(6) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 1 with the aforementioned light source which is a laser light source having variable wavelength.

[0056]

(7) The fluorescence observation apparatus mentioned in Additional Remark 6 with the aforementioned laser light source using a dye laser or OPO laser.

[0057]

(8) A fluorescence observation camera with an imaging means for acquiring fluorescence emitted from tissue in a body cavity and a fluorescence detection filter for transmitting the specific wavelength band from the aforementioned fluorescence, provided with a light-shielding filter, which shields a part of wavelength band [from the light] passing through the aforementioned fluorescence detecting filter, and which is removably installed in the optical path of the aforementioned fluorescence detection filter.

[0058]

(9) The fluorescence observation camera mentioned in Additional Remark 8 with the aforementioned light-shielding filter which shields a narrow band including 630nm wavelength.

[0059]

(10) A fluorescence observation camera with an imaging means for acquiring fluorescence emitted from tissue in a body cavity and a fluorescence detection filter for transmitting the specific wavelength band from the aforementioned fluorescence provided with: a light-shielding filter, which shields one part of wavelength band passing through the aforementioned fluorescence detection filter; a second imaging means, which acquires the fluorescence passing through the light-shielding filter; and a notification means which notifies information from the aforementioned second imaging means.

[0060]

(11) A fluorescence observation light source with a light source for generating light having a plural wavelength bands to illuminate tissue in a body cavity and an excitation filter for transmitting the specific wavelength to excite the tissue in the body cavity by the light from the aforementioned light source, which is provided with: a separating means which divides into the light in the first wavelength band including wavelength band passing through the aforementioned excitation filter and the light in the second wavelength band not including first wavelength band;

a light-shielding means which selectively shields the light in the second wavelength band; and an optical means which synthesizes the aforementioned first wavelength light and the aforementioned second wavelength light.

[0061]

(12) The fluorescence observation light source mentioned in Additional Remark 11 with the aforementioned separating means which is a dichroic mirror.

[0062]

(13) A fluorescence observation light source with a light source for generating light having a plural wavelength bands to illuminate tissue in a body cavity and a excitation filter for transmitting the specific wavelength to excite the tissue in the body cavity by the light from the aforementioned light source, which is provided with: a separating means which divides into the light in the first wavelength band including wavelength band passing through the aforementioned excitation filter and the light in the second wavelength band not including first wavelength band; a light-shielding means which selectively shields the light in the second wavelength band; and an optical means which synthesizes the aforementioned first wavelength light and the aforementioned second wavelength light.

[0063]

[Effect of the Invention]

As described above, according to this invention, a fluorescence observation apparatus capable of observing fluorescence a plural organs can be provided small, lightweight, and inexpensively.

[Brief Explanations of Figures]

[Figure 1]

Fig. 1 through Fig. 3 relate to embodiments of a fluorescence observation apparatus. Fig. 1 illustrates an overall schematic structure of a fluorescence observation apparatus.

[Figure 2]

Fig. 2 illustrates a schematic structure of a detection adapter with a filter which determines the fluorescence detection wavelength range.

[Figure 3]

Fig. 3 illustrates a schematic structure of a light source adapter which determines the excitation light wavelength range.

[Figure 4]

Fig. 4 illustrates the other structure of a fluorescence observation camera.

[Figure 5]

Fig. 5 illustrates another structure of a fluorescence observation camera.

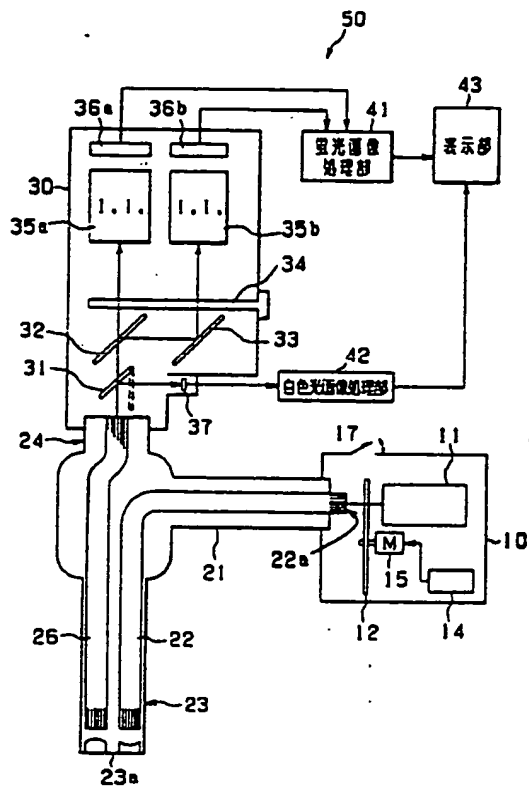
[Figure 6]

Fig. 6 illustrates the other structure of a light source apparatus.

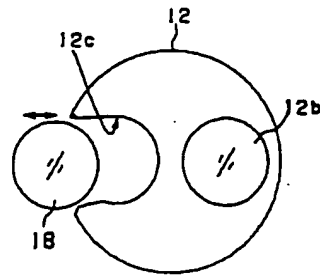
[Explanation of Drawings]

- 10 light source
- 11a lamp
- 11 turret
- 12b transparent filter
- 14 control unit
- 15 motor
- 18 filter for generating observation light
- 34 adapter for detection
- 50 fluorescence observation apparatus
- 41 fluorescence image processor
- 42 white image processor
- 43 display
- 85 unique fluorescence image processor
- 86 image synthesizing unit

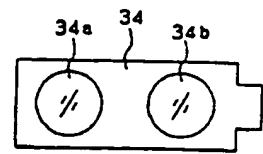
[FIGURE 1]



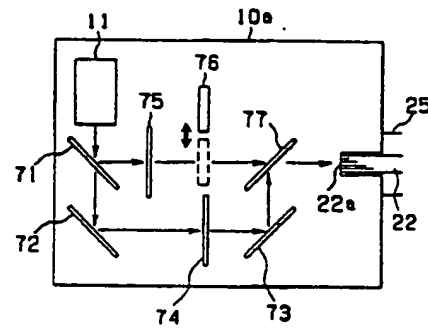
[FIGURE 2]



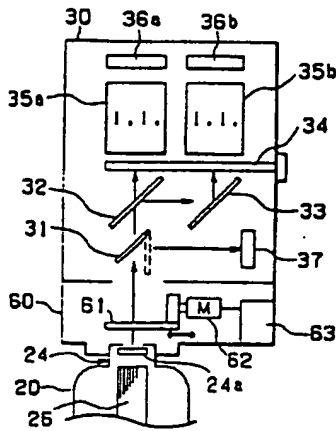
[FIGURE 3]



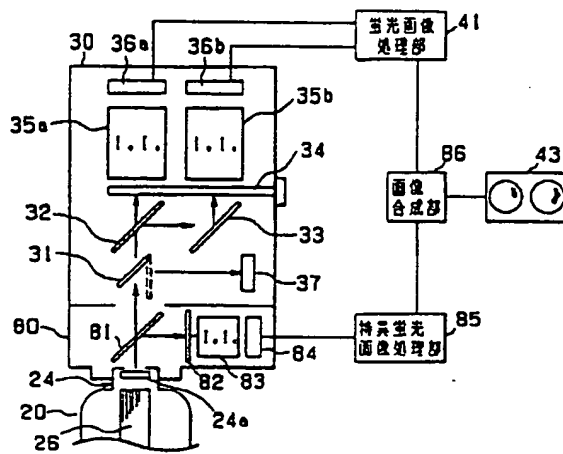
[FIGURE 6]



[FIGURE 4]



[FIGURE 5]



MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):

(19)【発行国】 日本国特許庁 (J P)	(19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP)
(12)【公報種別】 公開特許公報 (A)	(12)[Laid-open (kokai) patent application number (A)]
(11)【公開番号】 特開平 1 0 - 3 2 8 1 2 9	(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Unexamined Japanese patent No. 10-328129
(43)【公開日】 平成 1 0 年 (1 9 9 8) 1 2 月 1 5 日	(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] December 15th, Heisei 10 (1998)
(54)【発明の名称】 蛍光観察装置	(54)[TITLE] A fluorescent observation apparatus
(51)【国際特許分類第 6 版】 A61B 1/00 300	(51)[IPC] A61B 1/00 300
【 F I 】 A61B 1/00 300 D	[FI] A61B 1/00 300 D
【審査請求】 未請求	[EXAMINATION REQUEST] UNREQUESTED
【請求項の数】 1	[NUMBER OF CLAIMS] 1
【出願形態】 O L	[Application form] O L
【全頁数】 8	[NUMBER OF PAGES] 8
(21)【出願番号】 特願平 9 - 1 4 4 2 5 5	(21)[APPLICATION NUMBER] Unexamined Japanese patent 9-144255

(22) 【出願日】 (22)[DATE OF FILING]
平成 9 年 (1 9 9 7) 6 月 2 日 June 2nd, Heisei 9 (1997)

(71) 【出願人】 (71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】 [PATENTEE/ASSIGNEE CODE]
0 0 0 0 0 0 3 7 6 000000376

【氏名又は名称】
オリンパス光学工業株式会社 Olympus Optical K.K.

【住所又は居所】 [ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号

(72) 【発明者】 (72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士 Ueno, Hitoshi

【住所又は居所】 [ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】 (72)[INVENTOR]

【氏名】 平尾 勇実 Hirao, Isami

【住所又は居所】 [ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 竹端 栄

Takehata, Sakae

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 吉原 雅也

Yoshiwara, Masaya

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

Kaneko, Mamoru

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 道口 信行

Michiguchi, Nobuyuki

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(74) 【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】

伊藤 進

Ito, Susumu

(57) 【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

小型、軽量で安価に、複数の臓
器を蛍光観察することが可能な
蛍光観察装置を提供すること。

[SUBJECT]

Offer the small light weight fluorescent
observation apparatus by which fluorescent
observation for several organs is possible
cheaply.

【解決手段】

蛍光観察装置 5 0 は、蛍光観察
用の励起光と白色光観察用の照
明光とを発生させる光源装置 1
0 と、この光源装置 1 0 からの
励起光または照明光をライトガ
イド 2 2 を介して観察部位に導
いてこれら光による光像をイメ
ージガイド 2 6 を介して伝送す
る内視鏡 2 0 と、この内視鏡 2
0 でとらえた光像を蛍光像観察
系または白色光像観察系で撮像
して電気信号に変換するカメラ
3 0 と、このカメラ 3 0 で変換

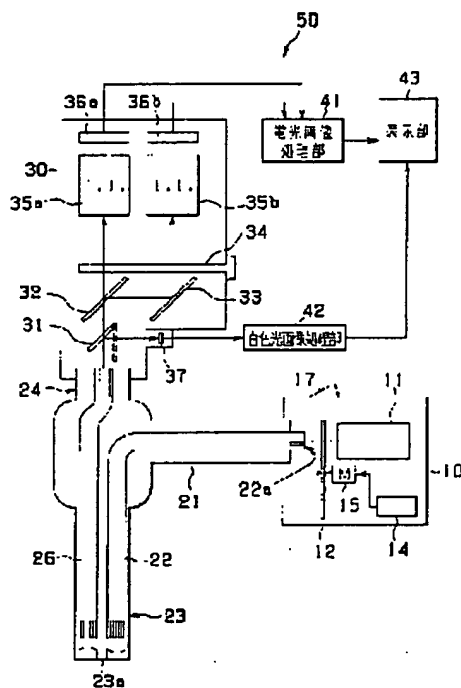
[SOLUTION]

The fluorescent observation apparatus 50
guides the excitation light or the illumination
light from the light source device 10 which
generates the excitation light for a fluorescent
observation, and the illumination light for a
white-light observation, and this light source
device 10 to an observation part via a light
guide 22.

With endoscope 20 which transmits the light
image by these light via the image guide 26,
and this endoscope 20, camera 30 by which the
light image is recorded by fluorescent image
observation type or white light-image

された蛍光画像信号を処理して
蛍光画像を生成する蛍光画像処
理部 41 と、カメラ 30 で変換
された白色光画像信号を処理し
て白色光画像を生成する白色光
画像処理部 42 と、蛍光画像処
理部 41 または白色光画像処理
部 42 で生成された画像の少な
くとも一方を表示する表示部 4
3 とを備えている。

observation type, and performs a conversion to
an electrical signal, the fluorescent image-
processing part 41 which processes the
fluorescent image signal converted with this
camera 30, and generates a fluorescent image,
the white-light image-processing part 42 which
processes the white-light image signal
converted with camera 30, and generates a
white-light image, the display part 43 which
displays at least one side of the image
generated in the fluorescent image-processing
part 41 or the white-light image-processing part
42 are provided.



[translation of Japanese text in Selection Diagram]

- 41 fluorescent image processor
- 42 white image processor
- 43 display

【特許請求の範囲】**[CLAIMS]****【請求項 1】**

体腔内組織を励起する特定の波長帯域の光を発する光源と、前記体腔内組織から発生する特定の蛍光を撮像する撮像手段とを有する蛍光観察装置において、前記蛍光から特定の波長帯域を透過する蛍光検出フィルタを備え、この蛍光検出フィルタが着脱自在であることを特徴とする蛍光観察装置。

[CLAIM 1]

A fluorescent observation apparatus, in which a light source which emits the light of the specific wavelength band which excites intra-corporeal tissue, in the fluorescent observation apparatus which has image-pick-up means to image-pick up the specific fluorescence generated from the above-mentioned intra-corporeal tissue, the fluorescent detection filter which transmits from the above-mentioned fluorescent a specific wavelength band is provided.

This fluorescent detection filter is detachable.

【発明の詳細な説明】**[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【0001】****[0001]****【発明の属する技術分野】**

本発明は、生体組織の観察対象部位へ観察光として励起光と白色光とを照射する蛍光観察装置に関する。

[TECHNICAL FIELD]

This invention relates to the fluorescent observation apparatus which irradiates excitation light and white light as an observation light to the part for an observation of an organism tissue.

【0002】**[0002]****【従来技術】**

近年、生体組織の観察対象部位

[PRIOR ART]

In recent years, excitation lights are irradiated to

へ励起光を照射し、この励起光によって生体組織から直接発生する自家蛍光あるいは生体へ注入しておいた薬物の蛍光を2次元画像として検出して、その蛍光像から生体組織の変性癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が用いられつつあり、この蛍光観察を行うための蛍光観察装置が開発されている。

the part for an observation of an organism tissue.

These excitation light detect it from an organism tissue, from self-fluorescence or the fluorescence of the medicine injected into the organism generated directly as a two-dimensional image.

The technique whereby illness condition (for example, the variety and permeation range of the illness), such as the modified cancer of an organism tissue, is diagnosed from that fluorescent image is used.

The fluorescent observation apparatus for performing this fluorescent observation is developed.

【0003】

自家蛍光においては、生体組織に励起光を照射すると、その照射した励起光より長い波長の蛍光が発生する。また、生体における蛍光物質としては、例えば、コラーゲン、NADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジンヌクレオチド等があり、最近では、このような蛍光を発生する生体内因物質と疾患との相互関係が明確になることにより、癌等の診断が可能になっている。

[0003]

In self-fluorescence, if excitation lights are irradiated to an organism tissue, the fluorescence of a wavelength longer than those excitation light irradiated will occur.

Moreover, as the fluorescent material in the organism, for example, there is collagen, NADH (nicotinamide adenine nucleotide) and FMN (flavin mononucleotide), ?birdine? nucleotide, etc.

Recently, the diagnosis of cancer etc. is attained when the interactive relationship of ?factor-material? in the living body and the illness which generate such a fluorescence becomes clear.

【0004】

一方、薬物の蛍光においては、生体内へ注入する蛍光物質として、HpD（ヘマトポルフィリ

[0004]

On the other hand, in the fluorescence of a medicine, HpD (hematoporphyrin), Photofrin, ALA((delta)-amino levulinic acid), etc. are used

ン)、Photofrin、ALA (δ -amino levulinic acid) 等が用いられる。これら薬物は癌などへの集積性があり、これら薬物を生体内に注入して蛍光を観察することで疾患部位の診断を行うことができる。また、モノクローナル抗体に蛍光物質を付加させ、抗原抗体反応により病変部に蛍光物質を集積させるなどといった方法もある。

【0005】

前記励起光としては例えばレーザ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等が光源として用いられている。これら光源からの励起光を生体組織の観察対象部位へ照射することによって、観察対象部位から微弱な蛍光が発生し、この微弱な蛍光を検出して2次元の蛍光画像に生成することによって、観察、診断を行っている。

【0006】

励起光を生体組織に照射して生体組織から発する蛍光を観察する蛍光観察装置では、臓器の種類が異なることによって、蛍光を励起する最適な励起光波長や蛍光を検出するために最適な波長がそれぞれ異なっていると考えられる。

as the fluorescent material injected in the living body.

These medicines have accumulation property, such as towards cancer.

An illness part can be diagnosed by injecting these medicines in the living body, and observing fluorescence.

Moreover, fluorescent material is added to the monoclonal antibody, and there is also a method of making a disease part accumulate a fluorescent material by an antigen antibody reaction etc.

[0005]

It does as above-mentioned excitation light, for example, the laser, the mercury lamp, the metal halide lamp, etc. are used as a light source.

By irradiating the excitation light from these light source to the part for an observation of an organism tissue, a weak fluorescence occurs from the part for an observation.

The observation and the diagnosis are performed by detecting this weak fluorescence and generating a two-dimensional fluorescent image.

[0006]

In the fluorescent observation apparatus which observes the fluorescence which excitation lights are irradiated to an organism tissue and emitted from an organism tissue, when the variety of organ is different, in order to detect the optimum excitation-light wavelength and the optimum fluorescence which excite a fluorescence, the optimum wavelength is respectively considered to be different.

【0007】

例えば、特開平8-224209号公報には複数の波長特性の異なるフィルタと、これらフィルタを切換え交換する交換手段とを備えた蛍光観察装置が開示されている。

[0007]

For example, the fluorescent observation apparatus provided with exchange means to switch and exchange the filter with which several wavelength characteristics are different, and these filters in the unexamined-Japanese-patent-No. 8-224209 gazette are disclosed.

【0008】**【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら、前記特開平8-224209号公報に開示されている蛍光観察装置では、装置が大型化すると共に、機構が複雑になるという問題があった。このため、複数の臓器を最適な状態で観察することが可能な小型・軽量の蛍光観察装置が望まれていた。

[0008]**[PROBLEM ADDRESSED]**

However, in the fluorescent observation apparatus currently disclosed by the above-mentioned unexamined-Japanese-patent-No. 8-224209 gazette, while the apparatus enlarged, there was a problem that the mechanism became complicated.

For this reason, the fluorescent observation apparatus of the small * light weight which can observe several organs in the optimum condition was desired.

【0009】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、観察する臓器に最適な波長特性を持ったフィルタを備えたアダプタに交換することにより、1台の装置で複数の臓器を、小型、軽量で且つ安価な構成で、観察することが可能な蛍光観察装置を提供することを目的にしている。

[0009]

This invention is formed in consideration of the above-mentioned situation.

By exchanging the adapter provided with the filter with the optimum wavelength characteristic for the organ to observe, it is small and a light weight and it aims at offering the fluorescent observation apparatus which can observe several organs with one apparatus, with inexpensive components.

【0010】**[0010]**

【課題を解決するための手段】

本発明の蛍光観察装置は、体腔内組織を励起する特定の波長帯域の光を発する光源と、前記体腔内組織から発生する特定の蛍光を撮像する撮像手段とを有する蛍光観察装置であって、前記蛍光から特定の波長帯域を透過する蛍光検出フィルタを備え、この蛍光検出フィルタが着脱自在である。

【0011】

この構成によれば、異なる臓器にそれぞれ対応した蛍光検出フィルタを、観察する対象臓器ごとに最適なフィルタに交換することによって、異なる臓器を1つの蛍光観察装置で最適な状態で観察を行える。

【0012】**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図3は蛍光観察装置の実施形態に係り、図1は蛍光観察装置全体の概略構成を示す構成図、図2は蛍光検出波長範囲を

[SOLUTION OF THE INVENTION]

The fluorescent observation apparatus of this invention is a fluorescent observation apparatus which has the light source which emits the light of the specific wavelength band which excites an intra-corporeal tissue, and image-pick-up means to image-pick up the specific fluorescence generated from the above-mentioned intra-corporeal tissue.

Comprising, the fluorescent detection filter which transmits from the above-mentioned fluorescent a specific wavelength band is provided.

This fluorescent detection filter is detachable.

[0011]

According to this component, different organs can be observed in the optimum condition with one fluorescence observation apparatus by exchanging the fluorescent detection filter which respectively corresponded to the different organ for the optimum filter for every object organ to observe.

[0012]**[Embodiment]**

Hereafter, the embodiment of this invention is explained with reference to a drawing.

Fig. 1 or 3 concerns on the embodiment of a fluorescent observation apparatus.

Fig. 1 is a block diagram showing the fluorescent schematic component of the entire

決定するフィルタを備えた検出用アダプタの概略図、図3は励起光波長範囲を決定する光源アダプタの概略図である。

observation apparatus. Fig. 2 is a schematic diagram of the adapter for detection provided with the filter which decides the fluorescent detection wavelength range. Fig. 3 is a schematic diagram of the light-source adapter which decides the excitation-light wavelength range.

【0013】

本実施形態の蛍光観察装置50は、白色光画像と蛍光画像とを得られる装置構成であり、図1に示すように観察光として蛍光観察用の励起光と白色光観察用の照明光とを発生させることが可能な光源装置10と、この光源装置10からの励起光または照明光をライトガイド22を介して生体内の観察部位に導いて、励起光による蛍光像または照明光による白色光像をイメージガイド26を介して伝送する内視鏡20と、この内視鏡20でとらえた蛍光像または白色光像を蛍光像観察系または白色光像観察系で撮像して電気信号に変換するカメラ30と、このカメラ30で変換された蛍光画像信号を処理して蛍光画像を生成する蛍光画像処理部41と、前記カメラ30で変換された白色光画像信号を処理して白色光画像を生成する白色光画像処理部42と、前記蛍光画像処理部41または白色光画像処理部42で生成された蛍光画像または白

[0013]

The fluorescent observation apparatus 50 of this embodiment is an apparatus component obtained in a white-light image and a fluorescent image.

The light source device 10 which can generate the excitation light for a fluorescent observation, and the illumination light for a white-light observation as an observation light as shown in Fig. 1, the excitation light or the illumination light from this light source device 10 is guided to the observation part in the living body via the light guide 22.

The endoscope 20 which transmits the fluorescent image by excitation light, or the white light image by the illumination light via the image guide 26, camera 30 which the fluorescent image or the fluorescent white light image caught by this endoscope 20 is recorded by fluorescent image observation type or white light-image observation type, and performs conversion to an electrical signal, the fluorescent image-processing part 41 which processes the fluorescent image signal converted with this camera 30, and generates a fluorescent image, the white-light image-processing part 42 which processes the white-light image signal converted with the above-

色光画像の少なくとも一方を表示するCRTモニタ等からなる表示部43とを備えて構成されている。

mentioned camera 30, and generates a white-light image, the display part 43 which consists of the CRT monitor which displays at least one of the fluorescent image generated in the above-mentioned fluorescent image-processing part 41 or the white-light image-processing part 42 where the white-light image is generated.

These are provided and it is comprised.

【0014】

また、図1に示すように光源装置10は、光源になるランプ11と、このランプ11から発生する照明光を蛍光観察用または白色光観察用の観察光に切り換える後述する2つのフィルタを配設したターレット12と、内視鏡20から延出するユニバーサルコード21内のライトガイド22に導く観察光を白色光観察用または蛍光観察用のフィルタに切り換えるフィルタ切換手段であるフィルタ切換制御部14と、このフィルタ切換制御部14からの信号を受けて前記ターレット12を回転駆動させて前記ランプ11の光軸上に所定のフィルタを配置するモータ15と、ターレット12の配置位置に対応して開閉自在な着脱用扉17が設けられている。この着脱用扉17は、前記ターレット12に配設されている励起光用フィルタをそれぞれ臓器毎に最適な波長特性を有する観察光生成用フィルタに交換するため

[0014]

Moreover, as shown in Fig. 1, as light source device 10, lamp 11 which becomes a light source, and turret 12 which arranged the filter of the two which switches the illumination light generated from this lamp 11 to the fluorescent object for an observation, or the observation light for a white-light observation, and which is mentioned later, the filter switching control part 14 which is filter switching means which switches the observation light guided to the light guide 22 in the universal code 21 extended from an endoscope 20 to the object for a white-light observation, or the filter for a fluorescent observation, the rotation drive of the above-mentioned turret 12 is performed in response to the signal from this filter switching control part 14, motor 15 which arranges a predetermined filter on the optical axis of the above-mentioned lamp 11, corresponding to the arrangement position of turret 12, the openable hatch for insertion or removal 17 is provided.

This hatch for insertion or removal 17, it is for exchanging the filter for excitation light currently arranged to the above-mentioned turret 12 for the filter for observation light generation which respectively has the optimum wavelength

のものである。

characteristic for every organ.

【0015】

図2に示すように前記ターレット12にはランプ11からの白色光をそのまま透過する透過フィルタ12bが配設されると共に、それぞれの臓器に最適な波長特性を有する複数の励起光用のフィルタである観察光生成用フィルタ18が着脱自在に配設されるフィルタ配設溝12cが形成されている。

[0015]

As shown in Fig. 2, while permeation filter 12b which transmits white light from lamp 11 as it is arranged on the above-mentioned turret 12, filter arrangement groove 12c to which the filter for observation light generation 18 which is a filter for several excitation lights which has the optimum wavelength characteristic for each organ arranged detachably is formed.

【0016】

このことにより、検査する臓器に最適な波長特性を有するフィルタ18を選択して、光源装置10に設けた着脱用扉17からターレット12のフィルタ配設溝12cに前記フィルタ18を配設することによって、検査する臓器に対して最適な波長特性の励起光がライトガイド22の基端面22aに入射されて、体腔内を照射する。

[0016]

The filter 18 which has the optimum wavelength characteristic for the organ to examine, by this is chosen.

The above-mentioned filter 18 is arranged to filter arrangement groove 12c of turret 12 from the door for insertion or removal 17 provided on the light source device 10, incidence of the excitation light of the optimum wavelength characteristic was performed to base-end surface 22a of a light guide 22 to the organ to examine, and the intra-corporeal region is irradiated.

【0017】

図1に示すカメラ30は、前記内視鏡20の接眼部24に着脱自在に接続される。このカメラ30内には前記内視鏡20のイメージガイド26を伝送されて入射する蛍光像または白色光像を選択的に蛍光像観察系または

[0017]

Camera 30 shown in Fig. 1 is detachably connected to the eye-piece part 24 of the above-mentioned endoscope 20.

Inside this camera 30, the movable reflecting mirror 31 which guides selectively the fluorescent image or the fluorescent white light image which is transmitted and performs

白色光像観察系の撮像部に導く可動反射ミラー 31 と、この可動反射ミラー 31 で反射されることなく通過した蛍光像を 2 つの光路に分割するダイクロイックミラー 32 と、このダイクロイックミラー 32 で反射された蛍光像の光路を変更させる固定反射ミラー 33 と、前記ダイクロイックミラー 32 で 2 つに分割された蛍光像をそれぞれ透過する後述する蛍光検出フィルタを備えた検出用アダプタ 34 と、この検出用アダプタ 34 のフィルタを透過したそれぞれの蛍光像を増幅する第 1 のイメージンシファイア 35 a 及び第 2 のイメージンシファイア 35 b と、それぞれのイメージンシファイア 35 a, 35 b からの出力像を撮像する第 1 の蛍光像撮影用 CCD 36 a 及び第 2 の蛍光像撮影用 CCD 36 b と、前記可動反射ミラー 31 で反射された白色光像を撮像する白色光像撮影用 CCD 37 とを備えて構成されている。

【0018】

なお、前記蛍光像撮影用 CCD 36 a, 36 b 及び白色光像撮影用 CCD 37 で光電変化した蛍光画像信号または白色光画像信号は、それぞれ蛍光画像処理部 41 または白色光画像処理

incidence of the image guide 26 of the above-mentioned endoscope 20 to the image-pick-up part of fluorescent image observation type or white light-image observation type respectively, the dichroic mirror 32 which divides the fluorescent image passed, without reflecting by this movable reflecting mirror 31 to the optical path of two, the fixed reflecting mirror 33 which makes the optical path of the fluorescent image reflected by this dichroic mirror 32 change, the adapter for detection 34 provided with the fluorescent detection filter which respectively transmits the fluorescent image divided by two by the above-mentioned dichroic mirror 32 which is mentioned later, first image intensifier 35a and 2nd image intensifier 35b which amplify each fluorescent image which transmitted the filter of this adapter for detection 34, CCD36a for first fluorescence image photography and CCD36b for 2nd fluorescence image photography which image-pick up the output image from each image intensifier 35a and 35b, CCD for white light-image photography 37 which records the white light image reflected by the above-mentioned movable reflecting mirror 31. These are provided and it is comprised.

[0018]

In addition, the fluorescent image signal or the white-light image signal by which the photoelectric variation was performed by the above-mentioned fluorescent CCD for image photography 36a and 36b, and CCD for white light-image photography 37, It respectively

部 4 2 に伝送されて蛍光画像または白色光画像に生成される。

transmits to the fluorescent image-processing part 41 or the white-light image-processing part 42, and it is generated by a fluorescent image or the white-light image.

【 0 0 1 9 】

図 3 に示すように前記検出用アダプタ 3 4 は、前記ダイクロイックミラー 3 2 で 2 つに分割された蛍光像から波長 λ_1 の帯域の波長を持った光を透過する蛍光検出フィルタ 3 4 a と、波長 λ_2 の帯域の波長を持った光を透過する蛍光検出フィルタ 3 4 b とを備えて、前記カメラ 3 0 に対して着脱自在に構成されている。

[0019]

As shown in Fig. 3, for the above-mentioned adapter for detection 34, fluorescent detection filter 34a which transmits the light which had the wavelength of wavelength (λ)₁ band from the fluorescent image divided by two by the above-mentioned dichroic mirror 32, fluorescent detection filter 34b which transmits the light with the wavelength of the band of wavelength (λ)₂ is provided.

It is detachably comprised to the above-mentioned camera 30.

【 0 0 2 0 】

上述のように構成されている蛍光観察装置 5 0 の作用を説明する。まず、今までに記録されている臓器毎に最適な励起光波長と検出蛍光波長とを参考にして、観察する臓器に対して最適な波長帯域を透過するフィルタ 1 8 と、検出用アダプタ 3 4 とをそれぞれ用意する。

[0020]

The effect of the fluorescent observation apparatus 50 comprised as mentioned above is explained.

First, the optimum excitation-light wavelength and a detection fluorescence wavelength are referred to for every organ currently recorded until now.

filter 18 which transmits the optimum wavelength band to the organ to observe, and the adapter for detection 34 are respectively prepared.

【 0 0 2 1 】

次に、前記フィルタ 1 8 を着脱用扉 1 7 を介してターレット 1 2 に装着する一方、カメラ 3 0 に前記検出用アダプタ 3 4 を装

[0021]

Next, while loading turret 12 with the above-mentioned filter 18 via the door for an insertion or removal 17, camera 30 is loaded with the above-mentioned adapter for detection 34.

着する。そして、白色光画像を観察するため、カメラ30内の可動反射ミラー31を、内視鏡20のイメージガイド26を伝送された像が、白色光撮影用CCD37に導かれる実線に示す位置に移動させる。すると、この可動反射ミラー31が白色光撮影状態に移動したことを図示しないセンサーが検知して、ターレット12に配設されている透過フィルタ12bをランプ11の光軸上に配置する。

【0022】

前記透過フィルタ12bを透過した照明光は、ライトガイド22の基端面22aに入射し、このライトガイド22内を伝送されて生体内に照射される。そして、生体内へ照射された照明光の反射光像は白色光像としてイメージガイド26を伝送されて、カメラ30に入射する。このカメラ30に入射した白色光像は、可動反射ミラー31で反射されて、白色光像撮影用CCD37に導かれて光電変換される。この白色光像撮影用CCD37で光電変換された電気信号は、白色光画像処理部42で白色光観察画像に生成されて表示部43に出力されて白色光観察像として表示される。

And, in order to observe a white-light image, the movable reflecting mirror 31 in camera 30 is made to move to the position which shows the image guide 26 of an endoscope 20 to the continuous line with which the transmitted image is guided to CCD for white-light photography37.

Then, the sensor which does not illustrate that this movable reflecting mirror 31 moved to the white-light photography condition detects.

Permeation filter 12b currently arranged on turret 12 is arranged on the optical axis of lamp 11.

[0022]

Incidence of the illumination light which transmitted above-mentioned permeation filter 12b is performed to base-end surface 22a of light guide 22.

The inside of this light guide 22 is transmitted, and it is irradiated in the living body.

And, the reflected-light image of the illumination light irradiated to the living body was transmitted in the image guide 26 as a white light image.

Incidence is performed to camera 30.

The incident white light image was reflected by this camera 30 by the movable reflecting mirror 31.

It is guided to CCD for white light-image photography37, and photoelectric conversion is performed.

The electrical signal by which the photoelectric variation was performed by this CCD for white light-image photography37 is generated by the white-light observation image

in the white-light image-processing part 42, is output to the display part 43, and is displayed as a white-light observation image.

【0023】

次に、所望の観察部位まで挿通された内視鏡20で蛍光観察を行うため、前記カメラ30の可動反射ミラー31を破線に示す蛍光観察側に切り換える。すると、ランプ11の光軸上に透過フィルタ12bを配置していたターレット12が回転駆動して前記透過フィルタ12bに代わってフィルタ18がランプ11の光路上に配置される。

【0024】

このことによって、前記フィルタ18を透過した励起光は、ライトガイド22の基端面22aに入射し、このライトガイド22内を伝送されて生体内に照射される。そして、生体内に照射された励起光によって発生した蛍光による蛍光像は、イメージガイド26を伝送されて、カメラ30に入射する。このカメラ30に入射した蛍光像は、ダイクロックミラー32で2つの光路に分割された後、検出用アダプタ34に設けた蛍光検出フィルタ34a、34bに入射していく。

[0023]

Next, in order to perform a fluorescent observation by endoscope 20 passed through to the desired observation part, It switches to the fluorescent observation side which shows the movable reflecting mirror 31 of the above-mentioned camera 30 to a broken line.

Then, turret 12 which arranged permeation filter 12b on the optical axis of lamp 11 performs a rotation drive, and lamp 11 is arranged filter 18 on the optical path instead of above-mentioned permeation filter 12b.

[0024]

By this, incidence of the excitation light which transmitted the above-mentioned filter 18 is performed to base-end surface 22a of a light guide 22.

Inside of this light guide 22 is transmitted, and it is irradiated by in the living body.

And, the fluorescent image by the fluorescence generated by the excitation light irradiated by in the living body was transmitted in the image guide 26.

Incidence is performed to camera 30.

After an incident fluorescence image is divided by this camera 30 by the dichroic mirror 32 into the optical path of two, incidence of it is performed to the fluorescent detection filters 34a and 34b provided on the adapter for detection 34.

【0025】

前記検出用アダプタ34のフィルタ34a, 34bを蛍光像が透過することによって、それぞれの蛍光像は $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の波長帯域の成分を持って、第1イメージインテンシファイア35a、第2イメージインテンシファイア35bで増幅された後、第1の蛍光像撮影用CCD36a、第2の蛍光像撮影用CCD36bで撮像されて電気信号に変換される。

【0026】

前記蛍光像撮影用CCD36a, 36bで光電変換された $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の2つの波長帯域の蛍光像の電気信号は、蛍光画像処理部41に入力されて、蛍光観察画像として生成され、表示部43に出力されて蛍光観察像として表示される。

【0027】

引き続き異なる臓器を観察する場合には、その観察臓器に最適な波長帯域を透過するフィルタ18及び検出用アダプタ34に交換して検査を行う。

【0028】

このように、本実施形態の蛍光観察装置では、異なる臓器にそれぞれ対応した蛍光検出フィル

[0025]

When a fluorescent image transmits filters 34a and 34b of the above-mentioned adapter for detection 34, each fluorescent image has the component of $(\lambda)1$, $(\lambda)2$ wavelength bands.

After amplifying by 1st image intensifier 35a and second image intensifier 35b, it records by CCD36a for 1st fluorescence image photography, and CCD36b for 2nd fluorescence image photography, and a conversion is performed to an electrical signal.

[0026]

The electrical signal of the fluorescent image of the wavelength band of $(\lambda)1$, $(\lambda)2$ two perform a photoelectric conversion by the above-mentioned fluorescent CCD for image photography 36a and 36b was input into the fluorescent image-processing part 41, and it is generated as a fluorescent observation image.

It outputs to display part 43 and it displays as a fluorescent observation image.

[0027]

In observing different organs in succession, it exchanges for filter 18 and the adapter for detection 34 which transmit the optimum wavelength band for that observation organ, and the test is carried out.

[0028]

Thus, in the fluorescent observation apparatus of this embodiment, the adapter for detection and the filter for observation light generation

タを備えた検出用アダプタと観察光生成用フィルタとを予め用意しておき、観察する対象臓器ごとに最適な検出用アダプタとフィルタとに交換することによって、異なる臓器を1つの蛍光観察装置で最適な状態で観察することができる。このことにより、白色光による観察と複数の臓器を最適な条件で蛍光観察することの可能な蛍光観察装置が小型、軽量でかつ安価に提供される。

【0029】

なお、本実施形態においては、蛍光検出波長を決定する検出用アダプタと励起光の波長を決定するフィルタの両方を交換可能にしているが、どちらか一方だけを交換可能にする構成であってもよい。また、透過フィルタ12bを設ける代わりにターレット12に単に開口を形成するようにしてもよい。

【0030】

ところで、胃、大腸の消化管において蛍光観察を行う際、残渣などに多く含まれるバクテリア等の細菌が病変部からの蛍光色に近い蛍光を発する。このため、蛍光像を観察する際、これら細菌による蛍光であるか、病変部からの蛍光であるかを判別することが難しく、診断能を

provided with the fluorescent detection filter which respectively corresponded to the different organ are prepared beforehand.

By exchanging for the optimum adapter for a detection and the optimum filter for every object organ to observe, a different organ can be observed in the optimum condition with one fluorescence observation apparatus.

With fluorescent observation possible, apparatuses for fluorescent observation are small and light weight in the optimum conditions, and this cheaply offers the observation by white light, for several organs.

[0029]

In addition, in this embodiment, both filters which decide the wavelength of the adapter for detection and which decides fluorescent detection wavelength, and excitation lights are made exchangeable.

However, it may be the component which makes only one exchangeable.

Moreover, it may simply be made to form an aperture on turret 12 instead of providing permeation filter 12b.

[0030]

When performing a fluorescent observation in the alimentary tract, stomach and large intestine by the way, bacteria, such as the bacterium from scum residue are included, and emit the fluorescence similar to the fluorescence from a disease part.

For this reason, when observing a fluorescent image, it is difficult to distinguish whether it is a fluorescence by these bacteria, or it is a

低下させてしまうという問題があった。また、残渣であるか否かを確認するために蛍光観察画像を一旦、白色光観察画像に切り換える方法があるが、蛍光観察では淡い色の変化を観察しているため、一旦、明るい白色光観察画像で観察した後、再び、蛍光観察画像に切り換えて観察を行う場合、術者の目がこの蛍光観察画像に慣れるまでにしばらく時間がかかってしまうという問題もあった。

【0031】

そこで、本実施形態においては図4に示すように蛍光観察用カメラを構成している。図に示すように本実施形態の蛍光観察用カメラ30には細菌からの特異な蛍光をカットする特異蛍光カットフィルタ61と、この特異蛍光カットフィルタ61を光路上より挿脱するモーター62と、このモーター62の動作を制御するフィルタ制御部63とで構成した残渣蛍光処理部60を、内視鏡20の接眼部24とカメラ30内の可動反射ミラー31との間に配置している。その他の構成は上述した蛍光観察装置50と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

fluorescence from a disease part, and there was a problem of reduced diagnostic ability.

Moreover, in order to confirm whether it is scum residue, there is the method of once switching the fluorescent observation image to a white-light observation image.

However, since a variation of a light colour is observed in a fluorescent observation, after observing by the bright white-light observation image, when observing by switching to a fluorescent observation image again, there was also a problem that it will take time for a while by the time the eye of an operator gets accustomed to this fluorescent observation image.

[0031]

Consequently, as this embodiment is shown in Fig. 4, the fluorescent camera for observation is comprised.

As shown in the diagram, in the fluorescent camera for observation 30 of this embodiment, the scum fluorescence process part 60 comprised from the unique fluorescence cut filter 61 which omits the unique fluorescence from bacteria, motor 62 which install/removes this unique fluorescence cut filter 61 from an optical-path top, and the filter control part 63 which controls an operation of this motor 62 is arranged between the eye-piece part 24 of an endoscope 20, and the movable reflecting mirror 31 in camera 30.

Other components are the same as that of the performed above-mentioned fluorescent observation apparatus 50, the said symbol is given to a said-division material, and

explanation is omitted.

【0032】

上述のように構成したカメラ30の作用を説明する。初期の蛍光観察状態のとき、内視鏡20のイメージガイド26を伝送された蛍光像は、特異蛍光カットフィルタ61を通すことなくイメージインテンシファイア35a, 35bで増幅されて蛍光像撮影用CCD36a, 36bによって撮像されている。

【0033】

そして、蛍光観察中に、癌などの病変部からの蛍光であるか細菌からの特異な蛍光であるかの判別に支障を来した際、術者はカメラ30に設けられているスイッチ（不図示）を操作して制御部63を介してモーター62を所定量駆動させて、特異蛍光カットフィルタ61を接眼部レンズ24aと可動反射ミラー31との光路上に配置する。すると、蛍光像の光路中に特異蛍光カットフィルタ61が挿入されたことにより、病変と思しき蛍光が極端に暗くなれば、観察していた蛍光像が細菌からのものであることが判明し、この蛍光がほとんど暗くならなければ観察していた蛍光像が病変部であることが確認される。

[0032]

The effect of camera 30 comprised as mentioned above is explained.

At the time of fluorescent first stage observation condition, the fluorescent image transmitted the image guide 26 of endoscope 20, without passing through the specialized fluorescence cut filter 61, it is amplified by the image intensifiers 35a and 35b, and fluorescent CCD for image photography 36a and 36b registers the image.

[0033]

And, when having difficulty discriminating between fluorescence from disease parts, such as cancer, or special fluorescence from bacteria, during fluorescent observation, the operator operates the switch (not shown) provided on camera 30, and makes motor 62 drive in predetermined amount via the control part 63.

The unique fluorescence cut filter 61 is arranged on the optical path as eye-piece part lens 24a and the movable reflecting mirror 31. Then, if the fluorescence considered to be a disease by having inserted the unique fluorescence cut filter 61 in the optical path of a fluorescent image becomes extremely dark, it will become clear that the observed fluorescent image is a thing from bacteria.

If this fluorescence does not become very much dark, it is confirmed that the observed fluorescent image is a disease part.

【0034】

このように、本実施形態のカメラでは、特異蛍光カットフィルタを備えた特異蛍光処理部を内視鏡の接眼部とカメラの可動ミラーの間の光路中に挿脱自在に設けたことにより、観察していた蛍光像が細菌からのものであるか病変部からのものであるかの判別に支障を来した蛍光観察中に、観察照明光を変更することなく、内視鏡接眼部と可動ミラーとの間の光路中に特異蛍光カットフィルタを配置させて、観察していた蛍光像が細菌からのものであるか病変部からのものであるかの判断を容易に下すことができる。このことによって、より正確な診断を行うことができる。また、術者の目が白色光観察用の明るい画像から蛍光観察の淡い画像に慣れるまでの時間のロスがなくなる。

【0035】

なお、一般的に細菌からの特異な蛍光は、赤色系の蛍光（特に630nmのピーク）を強く発する。そして、蛍光観察において、正常部位では特に緑色領域付近（特に490nm～560nm）で強く、病変部では弱くなる。よって、緑色領域付近と、これよりも波長の長い赤色領域付近（特に620nm～800

[0034]

In this way, with the camera of this embodiment, the fluorescent process part provided with the unique fluorescence cut filter was provided installably and removably in the optical path between the movable mirrors of the eye-piece part of an endoscope, and a camera, An observation illumination light is not changed during a fluorescent observation which caused trouble for discrimination of whether the observed fluorescent image is a thing from bacteria, or it is a thing from a disease part.

A unique fluorescence cut filter is arranged in the optical path between an endoscope eye-piece part and a movable mirror.

Judgment of whether the observed fluorescent image is a thing from bacteria or it is a thing from a disease part can be passed easily.

This can perform a more exact diagnosis.

Moreover, the loss of a time until the eye of an operator gets accustomed to the image with a fluorescent light observation from an image bright for a white-light observation is eliminated.

[0035]

In addition, in general, the unique fluorescence from bacteria emits strongly the fluorescence (especially 630 nm peak) of red-colour type.

And, for fluorescent observation, by especially the normal part, it is strong near the green area (especially 490 nm - 560 nm).

In a disease part, it becomes weak.

Therefore, near a green area, and where a wavelength is longer than this, the red-colour area (especially 620 nm - 800 nm) is

n m) を演算処理すると、蛍光画像から正常部位と病変部との判別が可能である。このことにより、前記特異蛍光カットフィルタは、赤領域付近の蛍光を撮像するイメージインテンシファイアと内視鏡接眼部との光路中であればどの位置に配置されてもよい。

【0036】

次に、図5を参照して上記実施形態の変形例を説明する。図に示すように本実施形態の蛍光観察用カメラ30にはイメージガイド26からの蛍光像を2つに分割するハーフミラー81と、このハーフミラー81を反射した蛍光像より細菌からの特異な蛍光のみを透過する特異蛍光透過フィルタ82と、この特異蛍光透過フィルタ82を透過した蛍光像を増幅する第3のイメージインテンシファイア83と、この第3のイメージインテンシファイア83からの出力像を撮像する特異蛍光用CCD84とで構成した特異蛍光撮像部80を、内視鏡20の接眼部24とカメラ30内の可動反射ミラー31との間に配置している。前記特異蛍光用CCD84からの画像信号を処理し、特異蛍光画像を生成する特異蛍光画像処理部85と、蛍光画像処理部41からの蛍光画像と、前記特異蛍

numerically processed, the discrimination with a normal part and a disease part is possible from the fluorescent image.

As long as the above-mentioned unique fluorescence cut filter is in the optical path of the image intensifier and the endoscope eye-piece part which image-pick up the fluorescence near a red area, it may be arranged at any position.

[0036]

Next, the modification of the above-mentioned embodiment is explained with reference to Fig. 5.

As shown in a diagram, it is to the fluorescent camera for an observation 30 of this embodiment.

The one-way mirror 81 which divides to two the fluorescent image from the image guide 26, and the unique fluorescence permeation filter 82 which transmits the unique fluorescence only from the fluorescent image which reflected this one-way mirror 81 from the bacteria, the third image intensifier 83 which amplifies the fluorescent image which transmitted this unique fluorescence permeation filter 82, CCD for unique fluorescence 84 which records the output image from this third image intensifier 83

The unique fluorescence image-pick-up part 80 comprised from these is arranged between the eye-piece part 24 of an endoscope 20, and the movable reflecting mirror 31 in camera 30.

The image signal from above-mentioned CCD for unique fluorescence 84 is processed.

The unique fluorescence image-processing part 85 which generates a unique fluorescence

光画像処理部 85 からの特異蛍光画像を合成する画像合成部 86 とで構成される。その他の構成は上述した蛍光観察装置 50 と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

image, the fluorescent image from the fluorescent image-processing part 41, It consists of the image synthesis part 86 which synthesises the unique fluorescence image from the above-mentioned unique fluorescence image-processing part 85.

Other components are the same as that of the above-mentioned fluorescent observation apparatus 50 used.

The said symbol is given to the same part, and explanation is omitted.

【0037】

上述のように構成したカメラ 30 の作用を説明する。蛍光観察時、内視鏡 20 のイメージガイド 26 を伝送された蛍光像は、ハーフミラー 81 により 2 つの光路に分割される。このハーフミラー 81 を透過した蛍光像は、イメージインテンシファイア 35a, 35b で増幅されて、蛍光像撮影用 CCD 36a, 36b によって撮像されている。

[0037]

The effect of camera 30 comprised as mentioned above is explained.

The fluorescent image transmitted the image guide 26 of endoscope 20 is divided by the optical path of two with a one-way mirror 81 at the time of a fluorescent observation.

The fluorescent image which transmitted this one-way mirror 81 was amplified by the image intensifiers 35a and 35b.

Fluorescent CCD for image photography 36a and 36b records.

【0038】

また、前記ハーフミラー 82 で反射した蛍光像は、特異蛍光透過フィルタ 82 を透過する。そして、この特異蛍光透過フィルタ 82 を透過した蛍光像は、第 3 のイメージインテンシファイア 83 で増幅され、特異蛍光用 CCD 84 により撮像される。この特異蛍光用 CCD 84 で撮像された特異蛍光像は、特異蛍

[0038]

Moreover, the fluorescent image reflected by the above-mentioned one-way mirror 82 transmits the unique fluorescence permeation filter 82.

And, the fluorescent image which transmitted this unique fluorescence permeation filter 82 is amplified by the third image intensifier 83.

CCD for unique fluorescence 84 records.

The unique fluorescence image recorded by this CCD for unique fluorescence 84 is

光画像処理部 85 で処理され、特異蛍光画像を生成する。この特異蛍光画像は、画像合成部 86 で、前記蛍光画像処理部 41 からの蛍光画像と重ね合わされるか、または、並列に並べられて表示部 43 に表示される。

【0039】

特異蛍光画像は、ほぼ細菌からの特異な蛍光のみを表示するため、従来の蛍光画像との比較を容易に行える。

【0040】

このように、本実施形態のカメラでは細菌からの特異な蛍光像を撮像する特異蛍光撮像部を内視鏡の接眼部とカメラの可動反射ミラーとの間の光路中に挿脱自在に設け、画像合成部で従来の蛍光画像と細菌からの特異な蛍光画像を合成して表示することにより、両画像を比較することで、細菌からの影響がある部分を確認できるため、より正確な診断を行うことができる。

【0041】

なお、特異蛍光画像を生成する代わりに、ある一定の明るさ以上の特異蛍光が特異蛍光用 CCD

processed in the unique fluorescence image-processing part 85.

A unique fluorescence image is generated.

This unique fluorescence image is the image synthesis part 86, and it is superimposed with the fluorescent image from the above-mentioned fluorescent image-processing part 41, or is arranged by parallel, and is displayed by the display part 43.

[0039]

In order that the unique fluorescence image may display unique fluorescent only from bacteria mostly, comparison with a conventional fluorescent image can be performed easily.

[0040]

Thus, with the camera of this embodiment, the unique fluorescence image-pick-up part which records the unique fluorescent image from bacteria is provided installably and removably in the optical path between the eye-piece part of an endoscope, and the movable reflecting mirror of the camera.

A conventional fluorescent image and the unique fluorescent image from bacteria are synthesised and displayed in the image synthesis part, Since the part which has the influence from bacteria can be confirmed by comparing both images, a more exact diagnosis can be performed.

[0041]

In addition, when the unique fluorescence more than a certain fixed brightness is recorded by CCD for unique fluorescence84, instead of

D 8 4で撮像された場合に、このことを術者に警告音、警告灯等により知らせる告知手段を用いても同様の効果を得られる。 having generated the unique fluorescence image, a similar effect is obtained even when it uses notification means to inform the operator about this by a warning sound, alarm lamp, etc.

【 0 0 4 2 】

図6を参照して他の蛍光観察装置の概略構成を説明する。多波長の光を含む1つのランプで白色観察光と青色の狭帯域の波長を有する蛍光観察光である励起光とを得ようとする場合、十分な励起光強度を得るためには、大光量のランプを使用する必要があるが、直接、干渉フィルタの挿脱で、白色光と励起光とを分離選択する方式ではランプから発する強い光のため、フィルタが割れてしまったり、フィルタの寿命が短くなることがあった。

[0042]

With reference to Fig. 6, the schematic component of the other fluorescent observation apparatus is explained.

When it is going to obtain a white observation light and the excitation light which are a fluorescent observation light which has a narrow banded blue wavelength, with the one lamp containing the light of multiple wavelengths, In order to obtain sufficient excitation-light strength, the lamp of a large quantity of light needs to be used.

However, a filter breaks by installation/removal of an interference filter directly in the system which performs isolation selection of white light and the excitation light, due to the strong light emitted from the lamp.

Moreover, the durability of the filter might become low.

【 0 0 4 3 】

そこで、本実施形態では光源装置を以下のように構成している。つまり、図に示すように本実施形態の光源装置10aは、観察光を発生させるランプ11と、このランプ11の照明光から励起光成分を反射してその他の波長帯域を透過する第1のダイクロイックミラー71と、このダイクロイックミラー71を

[0043]

Consequently, the light source device consists of this embodiment as follows.

As shown in the diagram in other words, for the light-source-device 10a of this embodiment, it is comprised of lamp 11 made to generate an observation light, the first dichroic mirror 71 which reflects an excitation-light component from the illumination light of this lamp 11, and transmits other wavelength bands, the fixed reflecting mirrors 72 and 73 which reflect the

透過した光を反射させる固定反射ミラー 72, 73 と、前記固定反射ミラー 72, 73 との光路中に配置された開閉自在なシャッター 74 と、前記ダイクロイックミラー 71 で反射された励起光成分の波長を補正する波長補正フィルタ 75 と、この波長補正フィルタ 75 を透過した波長の光を減光する減光フィルタ 76 と、この減光フィルタ 76 を透過した波長の光を透過してその他の波長帯域の光を反射する第 2 のダイクロイックミラー 77 とを備えて構成されている。前記減光フィルタ 76 は、前記シャッター 74 の開閉動作に連動して、波長補正フィルタ 75 と第 2 のダイクロイックミラー 77 とからなる光路上に挿脱自在に配置される。その他の構成は前記図 1 に示した光源装置 10 と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0044】

上述のように構成した光源装置 10a の作用を説明する。蛍光観察時、ランプ 11 から発する照明光は、まず第 1 のダイクロイックミラー 71 によって、励起光成分の励起光と、この励起光成分を除いた白色光とに分離

light which transmitted this dichroic mirror 71, the openable shutter 74 arranged in the optical path with the above-mentioned fixed reflecting mirrors 72 and 73, the wavelength compensation filter 75 which adjusts the wavelength of the excitation-light component reflected by the above-mentioned dichroic mirror 71, the extinction filter 76 which performs the extinction of the light of the wavelength which transmitted this wavelength compensation filter 75, and the 2nd dichroic mirror 77 which transmits the light of the wavelength which transmitted this extinction filter 76, and reflects the light of other wavelength bands.

The above-mentioned extinction filter 76 is interlocked with the switching operation of the above-mentioned shutter 74.

It is arranged installably and removably on the optical path which consists of a wavelength compensation filter 75 and a 2nd dichroic mirror 77.

Other components are the same as that of the light source device 10 shown in the above-mentioned diagram 1.

The said symbol is given to the same part, and explanation is omitted.

[0044]

An effect of light-source-device 10a comprised as mentioned above is explained.

The illumination light emitted from lamp 11 is first isolated by the first dichroic mirror 71 by the excitation light of an excitation-light component, and white light having removed this excitation-light component at the time of a fluorescent

される。そして、前記ダイクロイックミラー 71 を透過した励起光成分が除かれている白色光は、固定反射ミラー 72 で反射した後、閉じた状態のシャッター 74 によって遮光される。なお、減光フィルタ 76 は、シャッター 74 が閉じると励起光の光路上より外される。

【0045】

一方、前記第 1 のダイクロイックミラー 71 で反射された励起光成分の励起光は、波長補正フィルタ 75 を透過し、励起光波長を調整し、第 2 のダイクロイックミラー 77 を透過してライトガイド 22 に入射して内視鏡のライトガイド 22 を伝送されて生体内に照射される。

【0046】

これに対して、白色光観察時にはシャッター 74 を開くと、波長補正フィルタ 75 とダイクロイックミラー 77 との光路上に減光フィルタ 76 が配置される。このことによって、第 1 のダイクロイックミラー 71 を透過して蛍光観察時に遮光されていた励起光成分が除かれていた白色光は、シャッター 74 が開かれたことにより、固定反射ミラー 73 と第 2 のダイクロイックミラー 77 でそれぞれ反射し

observation.

And, after reflecting white light from which the excitation-light component which transmitted the above-mentioned dichroic mirror 71 is removed, by the fixed reflecting mirror 72, shutter 74 in the condition of having closed, shades it.

In addition, the extinction filter 76 will be removed from the optical-path top of excitation light, if shutter 74 closes.

[0045]

On the other hand, the excitation light of the excitation-light component reflected by the first dichroic mirror 71 transmit the wavelength compensation filter 75, and the excitation-light wavelength is adjusted.

The 2nd dichroic mirror 77 is transmitted, incidence is performed to a light guide 22, the light guide 22 of an endoscope is transmitted, and it is irradiated in the living body.

[0046]

On the other hand, if shutter 74 is opened at the time of a white-light observation, the extinction filter 76 will be arranged on the optical path as the wavelength compensation filter 75 and the dichroic mirror 77.

White light from which the excitation-light component which transmits the first dichroic mirror 71 and was shaded by this at the time of a fluorescent observation was removed, by opening shutter 74, it respectively reflects by the fixed reflecting mirror 73 and the 2nd dichroic mirror 77, and the first dichroic mirror 71 isolates.

て前記第１のダイクロイックミラー７１により分離され、減光フィルタ７６により減光された励起光成分の励起光と合成されてライトガイド２２に入射して内視鏡のライトガイド２２を伝送されて生体内に照射される。

It synthesises with the excitation light of the excitation-light component by which the extinction was performed with the extinction filter 76. Incidence is performed to a light guide 22, the light guide 22 of an endoscope is transmitted, and it is irradiated in the living body.

【００４７】

このように、本実施形態の蛍光観察装置では、ダイクロイックミラーでランプから出射された照明光のうち白色光を透過させて励起光成分だけを反射させて励起光を生成し、白色光の場合はその透過した光を励起光と合成することで、フィルタの熱的損傷を抑え、フィルタの寿命を長くすることができる。また、白色光は、励起光の波長成分を減光させるため、光の色温度が変化し、より生体組織を観察しやすい色となる。

[0047]

Thus, in the fluorescent observation apparatus of this embodiment, white light is made to transmit from a lamp by the dichroic mirror among the illumination lights by which the radiation was performed, only an excitation-light component is reflected, and excitation lights are generated.

It is synthesising that transmitted light with excitation light in the case of white light, and thermal damage of the filter is suppressed, and the durability of a filter can be improved.

Moreover, in order for white light to perform the extinction of the wavelength component of excitation light, the colour temperature of the light varies, and it becomes the colour which is easier to observe an organism tissue.

【００４８】

なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

[0048]

In addition, various deformation operation in the range which is not limited only to the embodiment described above and does not deviate from the substance of invention is possible for this invention.

【００４９】

[0049]

【付記】

以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

[Additional remark]

According to the above-mentioned embodiment of this invention which was explained in full detail above, the following components can be obtained.

【0050】

(1) 体腔内組織を励起する特定の波長帯域の光を発する光源と、前記体腔内組織から発生する特定の蛍光を撮像する撮像手段とを有する蛍光観察装置において、前記蛍光から特定の波長帯域を透過する蛍光検出フィルタを備え、この蛍光検出フィルタが着脱自在である蛍光観察装置。

[0050]

(1) The light source which emits the light of the specific wavelength band which excites an intra-corporeal tissue, in the fluorescent observation apparatus which has image-pick-up means to image-pick up the specific fluorescence generated from the above-mentioned intra-corporeal tissue, the fluorescent detection filter which transmits from the above-mentioned fluorescent of a specific wavelength band is provided.

The fluorescent observation apparatus with this fluorescent detachable detection filter.

【0051】

(2) 前記蛍光検出フィルタは、2つの異なる波長帯域を透過する干渉フィルタよりなる付記1記載の蛍光観察装置。

[0051]

(2) An above-mentioned fluorescent detection filter is the fluorescent observation apparatus of the additional remark 1 which consists of the interference filter which transmits the wavelength band where two is different.

【0052】

(3) 前記光源は、体腔内組織を励起する特定の波長帯域の光を透過する励起フィルタを備える付記1記載の蛍光観察装置。

[0052]

(3) An above-mentioned light source is the fluorescent observation apparatus of the additional remark 1 provided with the excitation filter which transmits the light of the specific wavelength band which excites the intra-corporeal tissue.

【0053】**[0053]**

(4) 前記励起フィルタは、前記光源の光軸上より着脱自在である付記 3 記載の蛍光観察装置。

【 0 0 5 4 】

(5) 前記蛍光検出フィルタと、前記励起フィルタとは一定の組合せを持つ付記 3 記載の蛍光観察装置。

【 0 0 5 5 】

(6) 前記光源は、波長を可変することの可能なレーザ光源である付記 1 記載の蛍光観察装置。

【 0 0 5 6 】

(7) 前記レーザ光源は、色素レーザまたは O P O レーザである付記 6 記載の蛍光観察装置。

【 0 0 5 7 】

(8) 体腔内組織から発生する蛍光を撮像する撮像手段と、前記蛍光から特定の波長帯域を透過させる蛍光検出フィルタとを有する蛍光観察用カメラにおいて、前記蛍光検出フィルタの透過する波長帯域の一部を遮光する遮光フィルタを備え、前記遮光フィルタが前記蛍光検出フィルタの光路上に挿脱自在に配置される蛍光観察用カメラ。

(4) An above-mentioned excitation filter is the fluorescent observation apparatus of the additional remark 3 detachable on the optical-axis of the above-mentioned light source.

[0054]

(5) An above-mentioned fluorescent detection filter and the above-mentioned excitation filter are the fluorescent observation apparatuses of the additional remark 3 in a fixed combination.

[0055]

(6) for the above-mentioned light source, the fluorescent observation apparatus of the additional remark 1 which is the laser light source which has variable wavelength.

[0056]

(7) An above-mentioned laser light source is the fluorescent observation apparatus of the additional remark 6 which is a dye laser or OPO laser.

[0057]

(8) Image-pick-up means to image-pick up the fluorescence generated from intra-corporeal tissue, in the fluorescent camera for an observation which has the fluorescent detection filter which makes the above-mentioned fluorescent specific wavelength band transmit, the shading filter which shades a part of the wavelength band which the above-mentioned fluorescent detection filter transmits is provided. The fluorescent camera for observation with which the above-mentioned fluorescent detection filter has the above-mentioned

shading filter installed removably on the optical path.

【0058】

(9) 前記遮光フィルタは、630nmの波長を含む狭帯域を遮光する付記8記載の蛍光観察用カメラ。

[0058]

(9) An above-mentioned shading filter is the fluorescent camera for an observation of the additional remark 8 which shades the narrow-band containing the wavelength of 630 nm.

【0059】

(10) 体腔内組織から発生する蛍光を撮像する撮像手段と、前記蛍光から特定の波長帯域を透過させる蛍光検出フィルタとを有する蛍光観察用カメラにおいて、前記蛍光検出フィルタの透過する波長帯域の一部を遮光する遮光フィルタと、前記遮光フィルタを透過した蛍光を撮像する第2の撮像手段と、前記第2の撮像手段からの情報を告知する告知手段とを備えた蛍光観察用カメラ。

[0059]

(10) Image-pick-up means to image-pick up the fluorescence generated from intra-corporeal tissue, in the fluorescent camera for observation which has the fluorescent detection filter which makes the above-mentioned fluorescent specific wavelength band transmit, the shading filter which shades a part of wavelength band which the above-mentioned fluorescent detection filter transmits, 2nd image-pick-up means to image-pick up the fluorescence which transmitted the above-mentioned shading filter, and notification means to notify information from second image-pick-up means

The camera for fluorescence observation equipped with these.

【0060】

(11) 体腔内組織を照明する複数の波長帯域の光を発する光源と、前記光源の光から体腔内組織を励起する特定の波長を透過する励起フィルタとを有する蛍光観察用光源において、前記励起フィルタの透過する波長帯域を含む第1の波長帯域の光

[0060]

(11) In the fluorescent light source for an observation which has the light source which emits the light of several wavelength bands which illuminate intra-corporeal tissue, and the excitation filter which transmits the specific wavelength which excites intra-corporeal tissue from the light of the above-mentioned light source, the light of the first wavelength band

と、この第1の波長帯域を含まない第2の波長帯域の光を分割する分離手段と、前記第2の波長帯域の光を選択的に遮光可能とする遮光手段と、前記第1の波長の光と前記第2の波長の光を合成する光学手段とを備えた蛍光観察用光源。

【0061】

(12) 前記分離手段は、ダイクロイックミラーである付記1記載の蛍光観察用光源。

【0062】

(13) 体腔内組織を照明する複数の波長帯域の光を発する光源と、前記光源の光から体腔内組織を励起する特定の波長を透過する励起フィルタとを有する蛍光観察用光源において、前記励起フィルタの透過する波長帯域を含む第1の波長帯域の光と、第1の波長帯域を含まない第2の波長帯域の光を分割する分離手段と、前記第1の波長帯域の光を減光する減光フィルタと、前記第2の波長帯域の光を選択的に遮光可能とする遮光手段と、前記第1の波長の光と前記第2の波長の光とを合成する光学手段とを備えた蛍光観察用

containing the wavelength band which the above-mentioned excitation filter transmits, Isolation means to divide the light of the 2nd wavelength band which does not include this first wavelength band, Shading means which enables selectively the shading of the light of the second wavelength band, Optical means to synthesise the light of a first wavelength, and the light of a second wavelength The light source for fluorescence observation equipped with these.

[0061]

(12) Above-mentioned isolation means is the fluorescent light source for an observation of the additional remark 11 which is a dichroic mirror.

[0062]

(13) In the fluorescent light source for an observation which has the light source which emits the light of several wavelength bands which illuminate intra-corporeal tissue, and the excitation filter which transmits the specific wavelength which excites intra-corporeal tissue from the light of the above-mentioned light source, the light of the first wavelength band containing the wavelength band which the above-mentioned excitation filter transmits, Isolation means to divide the light of the 2nd wavelength band which does not include the first wavelength band, the extinction filter which performs the extinction of the light of a first wavelength band, and shading means which enables selectively the shading of the light of a second wavelength band, Optical means to

光源。

synthesise the light of a first wavelength, and the light of a second wavelength The light source for fluorescence observation equipped with the above.

【 0 0 6 3 】

[0063]

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、小型、軽量で安価に、複数の臓器を蛍光観察することが可能な蛍光観察装置を提供することができる。

[EFFECT OF THE INVENTION]

According to this invention as explained above, the fluorescent observation apparatus by which fluorescent observation is possible can be offered cheaply, which is small and light weight, for several organs.

【図面の簡単な説明】

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 1】

図 1 ないし図 3 は蛍光観察装置の実施形態に係り、図 1 は蛍光観察装置全体の概略構成を示す構成図

[FIGURE 1]

Fig. 1 or 3 concerns on the embodiment of a fluorescent observation apparatus.

Fig. 1 is a block diagram showing the fluorescent schematic component of the entire observation apparatus.

【図 2】

蛍光検出波長範囲を決定するフィルタを備えた検出用アダプタの概略図

[FIGURE 2]

The schematic diagram of the adapter for a detection provided with the filter which decides the fluorescent detection wavelength range

【図 3】

励起光波長範囲を決定する光源アダプタの概略図

[FIGURE 3]

The schematic diagram of the light-source adapter which decides the excitation-light wavelength range

【図 4】

[FIGURE 4]

蛍光観察用カメラの他の構成を示す説明図

Explanatory drawing showing the other component of the fluorescent camera for observation

【図 5】

蛍光観察用カメラの別の構成を示す説明図

[FIGURE 5]

Explanatory drawing showing another component of the fluorescent camera for observation

【図 6】

光源装置の他の構成を示す説明図

[FIGURE 6]

Explanatory drawing showing the other component of a light source device

【符号の説明】

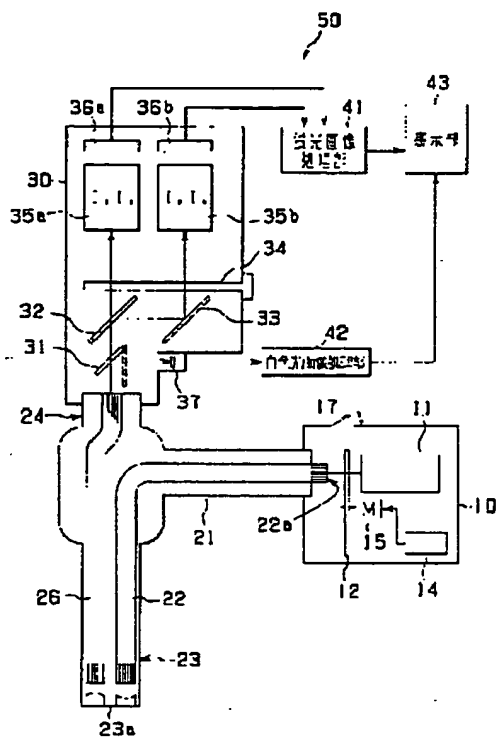
1 0…光源装置
1 1 a…ランプ
1 2…ターレット
1 2 b…透過フィルタ
1 4…制御部
1 5…モータ
1 8…観察光生成用フィルタ
3 4…検出用アダプタ
5 0…蛍光観察装置

[EXPLANATION OF DRAWING]

10... light source device
11a... lamp
12... turret
12b... permeation filter
14... control part
15... motor
18... Filter for observation light generation
34... Adapter for a detection
50... Fluorescent observation apparatus

【図 1】

[FIGURE 1]

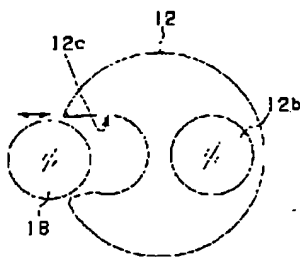


[translation of Japanese text in Figure 1]

- 41 fluorescent image processor
- 42 white image processor
- 43 display

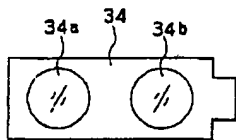
【図 2】

[FIGURE 2]



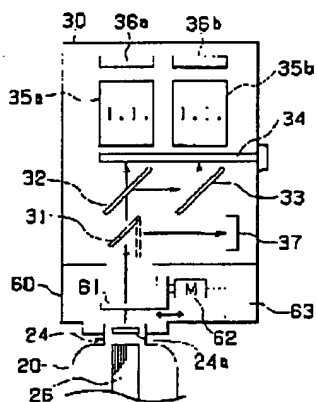
【図 3】

[FIGURE 3]



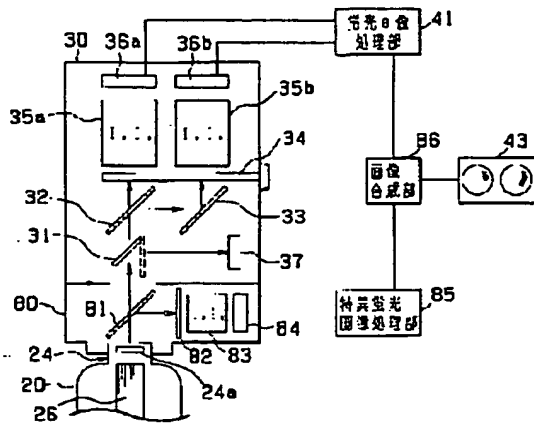
【図 4】

[FIGURE 4]



【図 5】

[FIGURE 5]

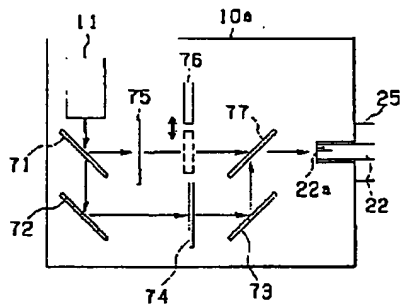


[translation of Japanese text in Figure 5]

- 41 fluorescent image processor
 85 peculiar fluorescence image processor
 86 image synthesizer

【図 6】

[FIGURE 6]



DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-328129

(43) 公開日 平成10年(1998)12月15日

(51) Int.Cl.⁸
A 6 1 B 1/00

識別記号
3 0 0

F I
A 6 1 B 1/00

3 0 0 D

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平9-144255

(22) 出願日 平成9年(1997)6月2日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 平尾 勇実

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 竹端 栄

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

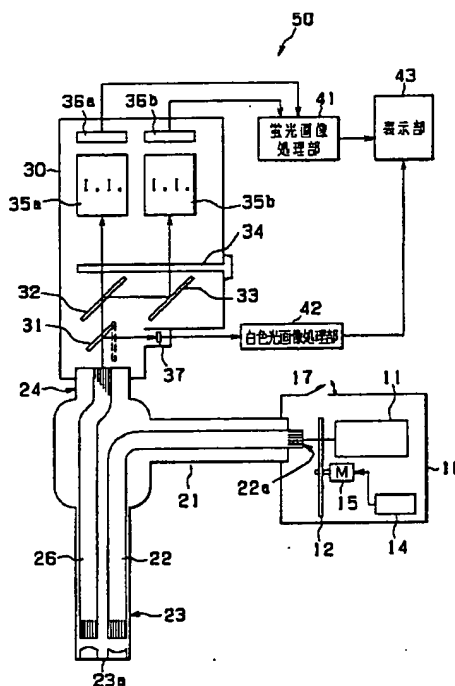
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光観察装置

(57) 【要約】

【課題】 小型、軽量で安価に、複数の臓器を蛍光観察することが可能な蛍光観察装置を提供すること。

【解決手段】 蛍光観察装置50は、蛍光観察用の励起光と白色光観察用の照明光とを発生させる光源装置10と、この光源装置10からの励起光または照明光をライトガイド22を介して観察部位に導いてこれら光による光像をイメージガイド26を介して伝送する内視鏡20と、この内視鏡20でとらえた光像を蛍光画像観察系または白色光画像観察系で撮像して電気信号に変換するカメラ30と、このカメラ30で変換された蛍光画像信号を処理して蛍光画像を生成する蛍光画像処理部41と、カメラ30で変換された白色光画像信号を処理して白色光画像を生成する白色光画像処理部42と、蛍光画像処理部41または白色光画像処理部42で生成された画像の少なくとも一方を表示する表示部43とを備えている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 体腔内組織を励起する特定の波長帯域の光を発する光源と、

前記体腔内組織から発生する特定の蛍光を撮像する撮像手段とを有する蛍光観察装置において、

前記蛍光から特定の波長帯域を透過する蛍光検出フィルタを備え、

この蛍光検出フィルタが着脱自在であることを特徴とする蛍光観察装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体組織の観察対象部位へ観察光として励起光と白色光とを照射する蛍光観察装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射し、この励起光によって生体組織から直接発生する自家蛍光あるいは生体へ注入しておいた薬物の蛍光を2次元画像として検出して、その蛍光像から生体組織の変性癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術が用いられつつあり、この蛍光観察を行うための蛍光観察装置が開発されている。

【0003】自家蛍光においては、生体組織に励起光を照射すると、その照射した励起光より長い波長の蛍光が発生する。また、生体における蛍光物質としては、例えば、コラーゲン、NADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジヌクレオチド等があり、最近では、このような蛍光を発生する生体内因物質と疾患との相互関係が明確になることにより、癌等の診断が可能になっている。

【0004】一方、薬物の蛍光においては、生体内へ注入する蛍光物質として、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）等が用いられる。これら薬物は癌などへの集積性があり、これら薬物を生体内に注入して蛍光を観察することで疾患部位の診断を行うことができる。また、モノクローナル抗体に蛍光物質を付加させ、抗原抗体反応により病変部に蛍光物質を集積させるなどといった方法もある。

【0005】前記励起光としては例えばレーザ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等が光源として用いられている。これら光源からの励起光を生体組織の観察対象部位へ照射することによって、観察対象部位から微弱な蛍光が発生し、この微弱な蛍光を検出して2次元の蛍光画像に生成することによって、観察、診断を行っている。

【0006】励起光を生体組織に照射して生体組織から発する蛍光を観察する蛍光観察装置では、臓器の種類が異なることによって、蛍光を励起する最適な励起光波長や蛍光を検出するために最適な波長がそれぞれ異なっていると考えられる。

【0007】例えば、特開平8-224209号公報には複数の波長特性の異なるフィルタと、これらフィルタを切換え交換する交換手段とを備えた蛍光観察装置が開示されている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前記特開平8-224209号公報に開示されている蛍光観察装置では、装置が大型化すると共に、機構が複雑になるという問題があった。このため、複数の臓器を最適な状態で観察することが可能な小型・軽量の蛍光観察装置が望まれていた。

【0009】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、観察する臓器に最適な波長特性を持ったフィルタを備えたアダプタに交換することにより、1台の装置で複数の臓器を、小型、軽量で且つ安価な構成で、観察することが可能な蛍光観察装置を提供することを目的にしている。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明の蛍光観察装置は、体腔内組織を励起する特定の波長帯域の光を発する光源と、前記体腔内組織から発生する特定の蛍光を撮像する撮像手段とを有する蛍光観察装置であって、前記蛍光から特定の波長帯域を透過する蛍光検出フィルタを備え、この蛍光検出フィルタが着脱自在である。

【0011】この構成によれば、異なる臓器にそれぞれ対応した蛍光検出フィルタを、観察する対象臓器ごとに最適なフィルタに交換することによって、異なる臓器を1つの蛍光観察装置で最適な状態で観察を行える。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図3は蛍光観察装置の実施形態に係り、図1は蛍光観察装置全体の概略構成を示す構成図、図2は蛍光検出波長範囲を決定するフィルタを備えた検出用アダプタの概略図、図3は励起光波長範囲を決定する光源アダプタの概略図である。

【0013】本実施形態の蛍光観察装置50は、白色光画像と蛍光画像とを得られる装置構成であり、図1に示すように観察光として蛍光観察用の励起光と白色光観察用の照明光とを発生させることが可能な光源装置10と、この光源装置10からの励起光または照明光をライトガイド22を介して生体内の観察部位に導いて、励起光による蛍光像または照明光による白色光像をイメージガイド26を介して伝送する内視鏡20と、この内視鏡20でとらえた蛍光像または白色光像を蛍光像観察系または白色光像観察系で撮像して電気信号に変換するカメラ30と、このカメラ30で変換された蛍光画像信号を処理して蛍光画像を生成する蛍光画像処理部41と、前記カメラ30で変換された白色光画像信号を処理して白色光画像を生成する白色光画像処理部42と、前記蛍光画像処理部41または白色光画像処理部42で生成され

た蛍光画像または白色光画像の少なくとも一方を表示するCRTモニタ等からなる表示部43とを備えて構成されている。

【0014】また、図1に示すように光源装置10は、光源になるランプ11と、このランプ11から発生する照明光を蛍光観察用または白色光観察用の観察光に切り換える後述する2つのフィルタを配設したターレット12と、内視鏡20から延出するユニバーサルコード21内のライトガイド22に導く観察光を白色光観察用または蛍光観察用のフィルタに切り換えるフィルタ切換手段であるフィルタ切換制御部14と、このフィルタ切換制御部14からの信号を受けて前記ターレット12を回転駆動させて前記ランプ11の光軸上に所定のフィルタを配置するモータ15と、ターレット12の配置位置に対応して開閉自在な着脱用扉17が設けられている。この着脱用扉17は、前記ターレット12に配設されている励起光用フィルタをそれぞれ臓器毎に最適な波長特性を有する観察光生成用フィルタに交換するためのものである。

【0015】図2に示すように前記ターレット12にはランプ11からの白色光をそのまま透過する透過フィルタ12bが配設されると共に、それぞれの臓器に最適な波長特性を有する複数の励起光用のフィルタである観察光生成用フィルタ18が着脱自在に配設されるフィルタ配設溝12cが形成されている。

【0016】このことにより、検査する臓器に最適な波長特性を有するフィルタ18を選択して、光源装置10に設けた着脱用扉17からターレット12のフィルタ配設溝12cに前記フィルタ18を配設することによって、検査する臓器に対して最適な波長特性の励起光がライトガイド22の基端面22aに入射されて、体腔内を照射する。

【0017】図1に示すカメラ30は、前記内視鏡20の接眼部24に着脱自在に接続される。このカメラ30内には前記内視鏡20のイメージガイド26を伝送されて入射する蛍光像または白色光像を選択的に蛍光像観察系または白色光像観察系の撮像部に導く可動反射ミラー31と、この可動反射ミラー31で反射されることなく通過した蛍光像を2つの光路に分割するダイクロイックミラー32と、このダイクロイックミラー32で反射された蛍光像の光路を変更させる固定反射ミラー33と、前記ダイクロイックミラー32で2つに分割された蛍光像をそれぞれ透過する後述する蛍光検出フィルタを備えた検出用アダプタ34と、この検出用アダプタ34のフィルタを透過したそれぞれの蛍光像を増幅する第1のイメージインテンシファイア35a及び第2のイメージインテンシファイア35bと、それぞれのイメージインテンシファイア35a、35bからの出力像を撮像する第1の蛍光像撮影用CCD36a及び第2の蛍光像撮影用CCD36bと、前記可動反射ミラー31で反射された

白色光像を撮像する白色光像撮影用CCD37とを備えて構成されている。

【0018】なお、前記蛍光像撮影用CCD36a、36b及び白色光像撮影用CCD37で光電変換された蛍光画像信号または白色光画像信号は、それぞれ蛍光画像処理部41または白色光画像処理部42に伝送されて蛍光画像または白色光画像に生成される。

【0019】図3に示すように前記検出用アダプタ34は、前記ダイクロイックミラー32で2つに分割された蛍光像から波長 λ_1 の帯域の波長を持った光を透過する蛍光検出フィルタ34aと、波長 λ_2 の帯域の波長を持った光を透過する蛍光検出フィルタ34bとを備えて、前記カメラ30に対して着脱自在に構成されている。

【0020】上述のように構成されている蛍光観察装置50の作用を説明する。まず、今までに記録されている臓器毎に最適な励起光波長と検出蛍光波長とを参考にして、観察する臓器に対して最適な波長帯域を透過するフィルタ18と、検出用アダプタ34とをそれぞれ用意する。

【0021】次に、前記フィルタ18を着脱用扉17を介してターレット12に装着する一方、カメラ30に前記検出用アダプタ34を装着する。そして、白色光画像を観察するため、カメラ30内の可動反射ミラー31を、内視鏡20のイメージガイド26を伝送された像が、白色光撮影用CCD37に導かれる実線に示す位置に移動させる。すると、この可動反射ミラー31が白色光撮影状態に移動したことを図示しないセンサーが検出して、ターレット12に配設されている透過フィルタ12bをランプ11の光軸上に配置する。

【0022】前記透過フィルタ12bを透過した照明光は、ライトガイド22の基端面22aに入射し、このライトガイド22内を伝送されて生体内に照射される。そして、生体内へ照射された照明光の反射光像は白色光像としてイメージガイド26を伝送されて、カメラ30に入射する。このカメラ30に入射した白色光像は、可動反射ミラー31で反射されて、白色光像撮影用CCD37に導かれて光電変換される。この白色光像撮影用CCD37で光電変換された電気信号は、白色光画像処理部42で白色光観察画像に生成されて表示部43に出力されて白色光観察像として表示される。

【0023】次に、所望の観察部位まで挿通された内視鏡20で蛍光観察を行うため、前記カメラ30の可動反射ミラー31を破線に示す蛍光観察側に切り換える。すると、ランプ11の光軸上に透過フィルタ12bを配置していたターレット12が回転駆動して前記透過フィルタ12bに代わってフィルタ18がランプ11の光路上に配置される。

【0024】このことによって、前記フィルタ18を透過した励起光は、ライトガイド22の基端面22aに入射し、このライトガイド22内を伝送されて生体内に照

射される。そして、生体内に照射された励起光によって発生した蛍光による蛍光像は、イメージガイド26を伝送されて、カメラ30に入射する。このカメラ30に入射した蛍光像は、ダイクロミックミラー32で2つの光路に分割された後、検出用アダプタ34に設けた蛍光検出フィルタ34a、34bに入射していく。

【0025】前記検出用アダプタ34のフィルタ34a、34bを蛍光像が透過することによって、それぞれの蛍光像は λ_1 、 λ_2 の波長帯域の成分を持って、第1イメージインテンシファイア35a、第2イメージインテンシファイア35bで増幅された後、第1の蛍光像撮影用CCD36a、第2の蛍光像撮影用CCD36bで撮像されて電気信号に変換される。

【0026】前記蛍光像撮影用CCD36a、36bで光電変換された λ_1 、 λ_2 の2つの波長帯域の蛍光像の電気信号は、蛍光画像処理部41に入力されて、蛍光観察画像として生成され、表示部43に出力されて蛍光観察像として表示される。

【0027】引き続き異なる臓器を観察する場合には、その観察臓器に最適な波長帯域を透過するフィルタ18及び検出用アダプタ34に交換して検査を行う。

【0028】このように、本実施形態の蛍光観察装置では、異なる臓器にそれぞれ対応した蛍光検出フィルタを備えた検出用アダプタと観察光生成用フィルタとを予め用意しておき、観察する対象臓器ごとに最適な検出用アダプタとフィルタとに交換することによって、異なる臓器を1つの蛍光観察装置で最適な状態で観察することができる。このことにより、白色光による観察と複数の臓器を最適な条件で蛍光観察することの可能な蛍光観察装置が小型、軽量でかつ安価に提供される。

【0029】なお、本実施形態においては、蛍光検出波長を決定する検出用アダプタと励起光の波長を決定するフィルタの両方を交換可能にしているが、どちらか一方だけを交換可能にする構成であってもよい。また、透過フィルタ12bを設ける代わりにターレット12に単に開口を形成するようにしてもよい。

【0030】ところで、胃、大腸の消化管において蛍光観察を行う際、残渣などに多く含まれるバクテリア等の細菌が病変部からの蛍光色に近い蛍光を発する。このため、蛍光像を観察する際、これら細菌による蛍光であるか、病変部からの蛍光であるかを判別することが難しく、診断能を低下させてしまうという問題があった。また、残渣であるか否かを確認するために蛍光観察画像を一旦、白色光観察画像に切り換える方法があるが、蛍光観察では淡い色の変化を観察しているため、一旦、明るい白色光観察画像で観察した後、再び、蛍光観察画像に切り換えて観察を行う場合、術者の目がこの蛍光観察画像に慣れるまでにしばらく時間がかかってしまうという問題もあった。

【0031】そこで、本実施形態においては図4に示す

ように蛍光観察用カメラを構成している。図に示すように本実施形態の蛍光観察用カメラ30には細菌からの特異な蛍光をカットする特異蛍光カットフィルタ61と、この特異蛍光カットフィルタ61を光路上より挿脱するモーター62と、このモーター62の動作を制御するフィルタ制御部63とで構成した残渣蛍光処理部60を、内視鏡20の接眼部24とカメラ30内の可動反射ミラー31との間に配置している。その他の構成は上述した蛍光観察装置50と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0032】上述のように構成したカメラ30の作用を説明する。初期の蛍光観察状態のとき、内視鏡20のイメージガイド26を伝送された蛍光像は、特異蛍光カットフィルタ61を通すことなくイメージインテンシファイア35a、35bで増幅されて蛍光像撮影用CCD36a、36bによって撮像されている。

【0033】そして、蛍光観察中に、癌などの病変部からの蛍光であるか細菌からの特異な蛍光であるかの判別に支障を来した際、術者はカメラ30に設けられているスイッチ（不図示）を操作して制御部63を介してモーター62を所定量駆動させて、特異蛍光カットフィルタ61を接眼部レンズ24aと可動反射ミラー31との光路上に配置する。すると、蛍光像の光路中に特異蛍光カットフィルタ61が挿入されたことにより、病変部と思しき蛍光が極端に暗くなれば、観察していた蛍光像が細菌からのものであることが判明し、この蛍光がほとんど暗くならなければ観察していた蛍光像が病変部であることが確認される。

【0034】このように、本実施形態のカメラでは、特異蛍光カットフィルタを備えた特異蛍光処理部を内視鏡の接眼部とカメラの可動ミラーの間の光路中に挿脱自在に設けたことにより、観察していた蛍光像が細菌からのものであるか病変部からのものであるかの判別に支障を来した蛍光観察中に、観察照明光を変更することなく、内視鏡接眼部と可動ミラーとの間の光路中に特異蛍光カットフィルタを配置させて、観察していた蛍光像が細菌からのものであるか病変部からのものであるかの判断を容易に下すことができる。このことによって、より正確な診断を行うことができる。また、術者の目が白色光観察用の明るい画像から蛍光観察の淡い画像に慣れるまでの時間のロスがなくなる。

【0035】なお、一般的に細菌からの特異な蛍光は、赤色系の蛍光（特に630nmのピーク）を強く発する。そして、蛍光観察において、正常部位では特に緑色領域付近（特に490nm～560nm）で強く、病変部では弱くなる。よって、緑色領域付近と、これよりも波長の長い赤色領域付近（特に620nm～800nm）を演算処理すると、蛍光画像から正常部位と病変部との判別が可能である。このことにより、前記特異蛍光カットフィルタは、赤領域付近の蛍光を撮像するイメー

ジーンテンシファイアと内視鏡接眼部との光路中であればどの位置に配置されてもよい。

【0036】次に、図5を参照して上記実施形態の変形例を説明する。図に示すように本実施形態の蛍光観察用カメラ30にはイメージガイド26からの蛍光像を2つに分割するハーフミラー81と、このハーフミラー81を反射した蛍光像より細菌からの特異な蛍光のみを透過する特異蛍光透過フィルタ82と、この特異蛍光透過フィルタ82を透過した蛍光像を増幅する第3のイメージンテンシファイア83と、この第3のイメージンテンシファイア83からの出力像を撮像する特異蛍光用CCD84とで構成した特異蛍光撮像部80を、内視鏡20の接眼部24とカメラ30内の可動反射ミラー31との間に配置している。前記特異蛍光用CCD84からの画像信号を処理し、特異蛍光画像を生成する特異蛍光画像処理部85と、蛍光画像処理部41からの蛍光画像と、前記特異蛍光画像処理部85からの特異蛍光画像を合成する画像合成部86とで構成される。その他の構成は上述した蛍光観察装置50と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0037】上述のように構成したカメラ30の作用を説明する。蛍光観察時、内視鏡20のイメージガイド26を伝送された蛍光像は、ハーフミラー81により2つの光路に分割される。このハーフミラー81を透過した蛍光像は、イメージンテンシファイア35a、35bで増幅されて、蛍光像撮像用CCD36a、36bによって撮像されている。

【0038】また、前記ハーフミラー82で反射した蛍光像は、特異蛍光透過フィルタ82を透過する。そして、この特異蛍光透過フィルタ82を透過した蛍光像は、第3のイメージンテンシファイア83で増幅され、特異蛍光用CCD84により撮像される。この特異蛍光用CCD84で撮像された特異蛍光像は、特異蛍光画像処理部85で処理され、特異蛍光画像を生成する。この特異蛍光画像は、画像合成部86で、前記蛍光画像処理部41からの蛍光画像と重ね合わされるか、または、並列に並べられて表示部43に表示される。

【0039】特異蛍光画像は、ほぼ細菌からの特異な蛍光のみを表示するため、従来の蛍光画像との比較を容易に行える。

【0040】このように、本実施形態のカメラでは細菌からの特異な蛍光像を撮像する特異蛍光撮像部を内視鏡の接眼部とカメラの可動反射ミラーとの間の光路中に挿脱自在に設け、画像合成部で従来の蛍光画像と細菌からの特異な蛍光画像を合成して表示することにより、両画像を比較することで、細菌からの影響がある部分を確認できるため、より正確な診断を行うことができる。

【0041】なお、特異蛍光画像を生成する代わりに、ある一定の明るさ以上の特異蛍光が特異蛍光用CCD84で撮像された場合に、このことを術者に警告音、警告

灯等により知らせる告知手段を用いても同様の効果を得られる。

【0042】図6を参照して他の蛍光観察装置の概略構成を説明する。多波長の光を含む1つのランプで白色観察光と青色の狭帯域の波長を有する蛍光観察光である励起光とを得ようとする場合、十分な励起光強度を得るためには、大光量のランプを使用する必要があるが、直接、干渉フィルタの挿脱で、白色光と励起光とを分離選択する方式ではランプから発する強い光のため、フィルタが割れてしまったり、フィルタの寿命が短くなることがあった。

【0043】そこで、本実施形態では光源装置を以下のように構成している。つまり、図に示すように本実施形態の光源装置10aは、観察光を発生させるランプ11と、このランプ11の照明光から励起光成分を反射してその他の波長帯域を透過する第1のダイクロイックミラー71と、このダイクロイックミラー71を透過した光を反射させる固定反射ミラー72、73と、前記固定反射ミラー72、73との光路中に配置された開閉自在なシャッター74と、前記ダイクロイックミラー71で反射された励起光成分の波長を補正する波長補正フィルタ75と、この波長補正フィルタ75を透過した波長の光を減光する減光フィルタ76と、この減光フィルタ76を透過した波長の光を透過してその他の波長帯域の光を反射する第2のダイクロイックミラー77とを備えて構成されている。前記減光フィルタ76は、前記シャッター74の開閉動作に連動して、波長補正フィルタ75と第2のダイクロイックミラー77とからなる光路上に挿脱自在に配置される。その他の構成は前記図1に示した光源装置10と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0044】上述のように構成した光源装置10aの作用を説明する。蛍光観察時、ランプ11から発する照明光は、まず第1のダイクロイックミラー71によって、励起光成分の励起光と、この励起光成分を除いた白色光とに分離される。そして、前記ダイクロイックミラー71を透過した励起光成分が除かれている白色光は、固定反射ミラー72で反射した後、閉じた状態のシャッター74によって遮光される。なお、減光フィルタ76は、シャッター74が閉じると励起光の光路上より外される。

【0045】一方、前記第1のダイクロイックミラー71で反射された励起光成分の励起光は、波長補正フィルタ75を透過し、励起光波長を調整し、第2のダイクロイックミラー77を透過してライトガイド22に入射して内視鏡のライトガイド22を伝送されて生体内に照射される。

【0046】これに対して、白色光観察時にはシャッター74を開くと、波長補正フィルタ75とダイクロイックミラー77との光路上に減光フィルタ76が配置され

る。このことによって、第1のダイクロイックミラー71を透過して蛍光観察時に遮光されていた励起光成分が除かれていた白色光は、シャッター74が開かれたことにより、固定反射ミラー73と第2のダイクロイックミラー77でそれぞれ反射して前記第1のダイクロイックミラー71により分離され、減光フィルタ76により減光された励起光成分の励起光と合成されてライトガイド22に入射して内視鏡のライトガイド22を伝送されて生体内に照射される。

【0047】このように、本実施形態の蛍光観察装置では、ダイクロイックミラーでランプから出射された照明光のうち白色光を透過させて励起光成分だけを反射させて励起光を生成し、白色光の場合はその透過した光を励起光と合成することで、フィルタの熱的損傷を抑え、フィルタの寿命を長くすることができる。また、白色光は、励起光の波長成分を減光させるため、光の色温度が変化し、より生体組織を観察しやすい色となる。

【0048】なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0049】付記1以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0050】(1) 体腔内組織を励起する特定の波長帯域の光を発する光源と、前記体腔内組織から発生する特定の蛍光を撮像する撮像手段とを有する蛍光観察装置において、前記蛍光から特定の波長帯域を透過する蛍光検出フィルタを備え、この蛍光検出フィルタが着脱自在である蛍光観察装置。

【0051】(2) 前記蛍光検出フィルタは、2つの異なる波長帯域を透過する干渉フィルタよりなる付記1記載の蛍光観察装置。

【0052】(3) 前記光源は、体腔内組織を励起する特定の波長帯域の光を透過する励起フィルタを備える付記1記載の蛍光観察装置。

【0053】(4) 前記励起フィルタは、前記光源の光軸上より着脱自在である付記3記載の蛍光観察装置。

【0054】(5) 前記蛍光検出フィルタと、前記励起フィルタとは一定の組合せを持つ付記3記載の蛍光観察装置。

【0055】(6) 前記光源は、波長を可変することの可能なレーザ光源である付記1記載の蛍光観察装置。

【0056】(7) 前記レーザ光源は、色素レーザまたはOPOレーザである付記6記載の蛍光観察装置。

【0057】(8) 体腔内組織から発生する蛍光を撮像する撮像手段と、前記蛍光から特定の波長帯域を透過させる蛍光検出フィルタとを有する蛍光観察用カメラにおいて、前記蛍光検出フィルタの透過する波長帯域の一部を遮光する遮光フィルタを備え、前記遮光フィルタが前記蛍光検出フィルタの光路上に挿脱自在に配置される蛍

光観察用カメラ。

【0058】(9) 前記遮光フィルタは、630nmの波長を含む狭帯域を遮光する付記8記載の蛍光観察用カメラ。

【0059】(10) 体腔内組織から発生する蛍光を撮像する撮像手段と、前記蛍光から特定の波長帯域を透過させる蛍光検出フィルタとを有する蛍光観察用カメラにおいて、前記蛍光検出フィルタの透過する波長帯域の一部を遮光する遮光フィルタと、前記遮光フィルタを透過した蛍光を撮像する第2の撮像手段と、前記第2の撮像手段からの情報を告知する告知手段とを備えた蛍光観察用カメラ。

【0060】(11) 体腔内組織を照明する複数の波長帯域の光を発する光源と、前記光源の光から体腔内組織を励起する特定の波長を透過する励起フィルタとを有する蛍光観察用光源において、前記励起フィルタの透過する波長帯域を含む第1の波長帯域の光と、この第1の波長帯域を含まない第2の波長帯域の光を分割する分離手段と、前記第2の波長帯域の光を選択的に遮光可能とする遮光手段と、前記第1の波長の光と前記第2の波長の光を合成する光学手段とを備えた蛍光観察用光源。

【0061】(12) 前記分離手段は、ダイクロイックミラーである付記11記載の蛍光観察用光源。

【0062】(13) 体腔内組織を照明する複数の波長帯域の光を発する光源と、前記光源の光から体腔内組織を励起する特定の波長を透過する励起フィルタとを有する蛍光観察用光源において、前記励起フィルタの透過する波長帯域を含む第1の波長帯域の光と、第1の波長帯域を含まない第2の波長帯域の光を分割する分離手段と、前記第1の波長帯域の光を減光する減光フィルタと、前記第2の波長帯域の光を選択的に遮光可能とする遮光手段と、前記第1の波長の光と前記第2の波長の光とを合成する光学手段とを備えた蛍光観察用光源。

【0063】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、小型、軽量で安価に、複数の臓器を蛍光観察することが可能な蛍光観察装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図3は蛍光観察装置の実施形態に係り、図1は蛍光観察装置全体の概略構成を示す構成図

【図2】蛍光検出波長範囲を決定するフィルタを備えた検出用アダプタの概略図

【図3】励起光波長範囲を決定する光源アダプタの概略図

【図4】蛍光観察用カメラの他の構成を示す説明図

【図5】蛍光観察用カメラの別の構成を示す説明図

【図6】光源装置の他の構成を示す説明図

【符号の説明】

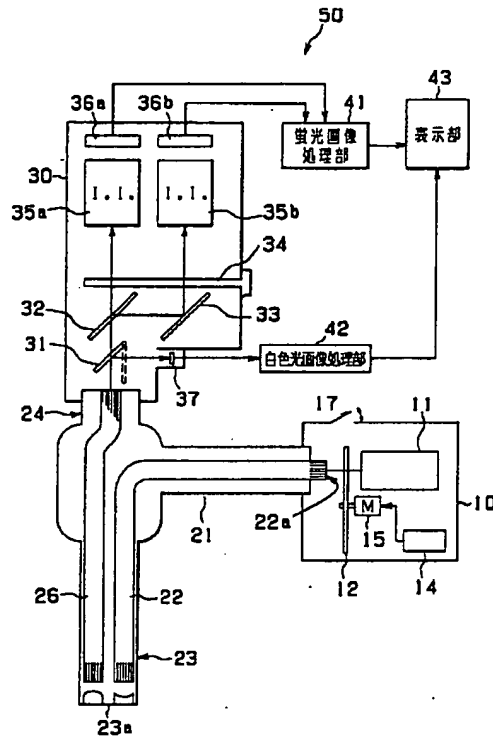
10…光源装置

11a…ランプ

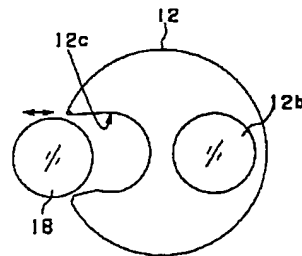
12…ターレット
12b…透過フィルタ
14…制御部
15…モータ

18…観察光生成用フィルタ
34…検出用アダプタ
50…蛍光観察装置

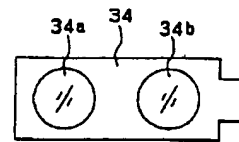
【図1】



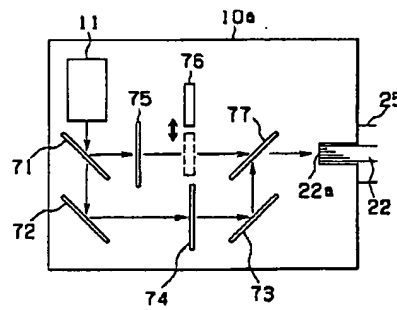
【図2】



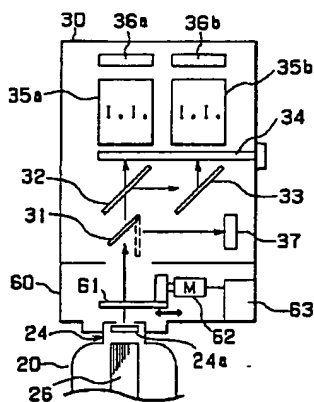
【図3】



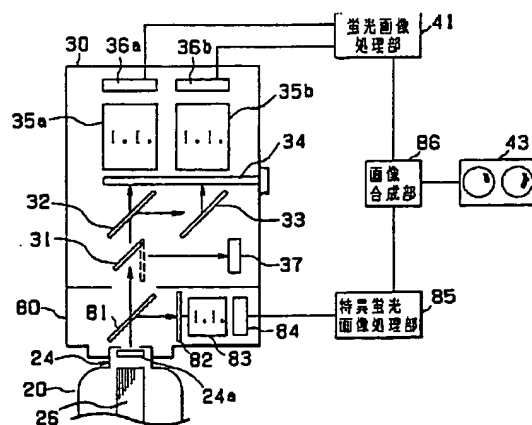
【図6】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 吉原 雅也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 道口 信行

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内